

**Tierexperimentelle Untersuchungen
zur Bestimmung des Herzminutenvolumens
mittels Kälteverdünnungsmethode
unter besonderer Berücksichtigung
verschiedener Auswertverfahren**

Volker Walther

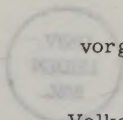
1976

Aus der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie
des Deutschen Herzzentrums München
(Direktor: Professor Dr. med. F. Sebening)

Tierexperimentelle Untersuchungen zur
Bestimmung des Herzminutenvolumens mittels
Kälteverdünnungsmethode unter besonderer
Berücksichtigung verschiedener Auswertverfahren

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig - Maximilians - Universität zu München

 vorgelegt von

Volker Walther

aus

Kempton

München

. 1975

Mit Genehmigung des Fachbereiches Medizin der

Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. H. Meisner

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. W. Kliner

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 20. 1. 1976



INHALTSVERZEICHNIS

1. Einführung und Grundlagen

A. Motivation

1. Bedeutung der Abrechnung und Bilanzierung
2. Zielsetzung der Abrechnung

B. Wirtschaftliche Zusammenhänge

1. Bilanzierungssysteme
2. Bilanzierungsarten
3. Bilanzierungsverfahren
4. Bilanzierungsarten

C. Wirtschaftliche Zusammenhänge

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

D. Bilanzierungsarten

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

2. Bilanzierungsarten

A. Bilanzierungsarten

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

B. Bilanzierungsarten

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

C. Bilanzierungsarten

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

D. Bilanzierungsarten

1. Bilanzierungsarten
2. Bilanzierungsverfahren
3. Bilanzierungsarten
4. Bilanzierungsverfahren

INHALTSVERZEICHNIS

A. Einleitung und Problemstellung	1
B. Methodik	3
I. Grundlagen zur Auswertung von Kälteverdünnungskurven	3
II. Experimentelle Versuchsanordnung	7
1. Injektionsverfahren	10
2. Temperaturmessung	10
3. Registrierung und Auswertung	10
III. Verwendete Geräte	13
1. Thermodilutionssystem A	13
a) Arbeitsweise des Gerätes	13
b) Thermistoren	16
2. Thermodilutionssystem B	17
a) Arbeitsweise des Gerätes	17
b) Thermistoren	19
3. Elektromagnetischer Strömungsmesser als Standard	3
C. Ergebnisse	23
I. Vergleichende Messungen	23
1. TDS-A - EMF	23
2. TDS-B - EMF	25
II. Nulllinienintegration des TDS-B	30
III. Manuelle Auswertung als Kontrolle	31
1. Semilogarithmische Extrapolation	31
2. Integration von Teil- und Gesamtflächen	31
IV. Berechnung des Herzminutenvolumens	33
V. Überprüfung des Faktors des TDS-A	36
VI. Überprüfung des 2/3-Punktes des TDS-A	36
VII. Thermistorencharakteristik beider Systeme	37

D. Diskussion	39
E. Zusammenfassung	50
F. Tabellen	53
G. Literaturverzeichnis	89

A. Einleitung und Problemstellung

Die Kenntnis des Herzminutenvolumens als zentrale Kreislaufgröße ist neben Blutdruck und Herzfrequenz sowohl für die klinische Diagnose zur Beurteilung pathophysiologischer Zusammenhänge, als auch postoperativ zur Überwachung der aktuellen Kreislauftsituation von entscheidender Bedeutung.

Zur Bestimmung dieser Größe stehen heute verschiedene Methoden zur Auswahl: blutige Verfahren, die ein operatives Vorgehen notwendig machen, z. B. Pulse contour method (25, 33, 51), invasive Ultraschallmessungen (15, 50), Turbinometer (5, 54) und EMF (9, 43, 45, 46, 47, 59) und unblutige oder indirekte wie Impedanzkardiographie (1), noninvasive transcutane Ultraschallverfahren (37), densitometrische, thermische und radiologische Methoden (26, 35, 39).

Unter den indirekten Methoden zur quantitativen Bestimmung des Herzminutenvolumens erwiesen sich die Indikatorverdünnungsverfahren als geeignet und leicht anwendbar. Als Indikatoren versuchte man eine Reihe von Stoffen, wie Sauerstoff (26), Reduktionsmittel (16), Elektrolyte (63, 67, 68), Radioisotope (3, 7, 28, 52, 65), Röntgenkontrastmittel (35), Farbstoffe (2, 8, 14, 34, 49) und Kälte (4, 12, 21, 23, 30, 36, 38, 40, 44, 48, 58, 62).

Da viele der angewandten Methoden erhebliche Nachteile aufwiesen, gewann das von G. FEGLER (12) und W. LOCHNER (38) eingeführte Kälteverdünnungs- oder Thermodilutionsverfahren in der Klinik aufgrund folgender Vorteile mehr und mehr an Bedeutung:

1. Keine Toxizität
2. Schnelle Meßanzeige
3. Leicht reproduzierbares Eichverfahren
4. Unbegrenzte Wiederholbarkeit der Messungen

Durch die automatische Berechnung des HZV mittels elektronischer Geräte wurden die unterschiedlichen Auswertverfahren, die auf verschiedenen mathematischen Grundlagen basieren und widersprüchliche Ergebnisse aufweisen, erneut aktuell. Bei allen Verfahren liegt das Hauptproblem in der Flächenberechnung der Kälteverdünnungskurven.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit führten wir deshalb vergleichende Untersuchungen einiger Auswertverfahren, denen unterschiedliche Flächenberechnungen zugrunde liegen, durch und untersuchten ihre Wertigkeit unter standardisierten experimentellen Verhältnissen.

B. Methodik

I. Grundlagen zur Auswertung von Kälteverdünnungskurven

Das Prinzip geht letztlich auf Überlegungen von A. FICK (13) zurück, die von G. N. STEWART (63) und W. F. HAMILTON (24) zur Berechnung des HZV aufgegriffen und ergänzt wurden.

1870 berechnete FICK das Stromzeitvolumen aus dem Verhältnis der Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit und der arterio-venösen Konzentrationsdifferenz.

STEWART (63) registrierte 1897 als erster das Stromzeitvolumen nach Injektion einer hypertonen NaCl-Lösung über die äußere Jugularvene in den rechten Vorhof, bzw. über die arteria carotis comm. in den linken Ventrikel. Zugrundeliegend war das Prinzip, daß das Durchflußvolumen nach Einbringen einer bekannten Indikatormenge in den Kreislauf der Änderung der Leitfähigkeit bzw. der Konzentration in Abhängigkeit der Passagezeit entspricht.

HAMILTON (24) ergänzte 1928 diese Methode, indem er durch mathematische Extrapolation des Verdünnungsschenkels die Rezirkulation des Indikators ausschloß. Hierfür war von entscheidender Bedeutung, daß der abfallende Schenkel der Indikatorverdünnungskurven nach Beobachtungen des Autors unter physiologischen Bedingungen weitgehend einer exponentiellen Funktion glich, wenn die Rezirkulation ausgeschaltet wurde.

Die gebräuchlichsten Indikatoren zur Kreislaufanalyse waren lange die Farbstoffe. Aufgrund ihrer optischen Eigenschaften erwiesen sich jedoch nur blaue Indikatoren (26) (Evansblue, Coomassieblue, Methylenblau) als geeignet. Ein wesentlicher Fortschritt war die Einführung von Cardio-green mit maximaler Extinktion im Infrarotbereich durch KRAMER (34, 35).

In den Jahren 1953/54 wurde erstmals von G. FEGLER (12) und unabhängig von ihm von W. LOCHNER (38) die Kälteverdünnungsmethode beschrieben. Sie übernahmen auch die theoretisch mathematischen Grundlagen zur Berechnung des Herzzeitvolumens von den Autoren der Indikatorverdünnungsmethode.

Nach Injektion kalter physiologischer Kochsalzlösung von 4°C (19, 56, 60, 61, 62) bzw. von Raumtemperatur (4, 11, 12, 27, 30, 62, 66) oder 5 % Dextranlösung (4, 19) herznah in den großen Körpervenen konnte nach Mischung mit dem strömenden Blut der negative Temperaturschlag in der Aorta oder der Pulmonalarterie als Konzentrations-Zeit-Kurve registriert werden.

Die so graphisch erfaßbare Kurvenfläche ist proportional dem zu errechnenden Herzzeitvolumen.

Mathematisch ist dies in der Formel ausgedrückt:

$$\text{HZV} = k \cdot \bar{x} \cdot \frac{V_i \cdot (T_b - T_i)}{\int_0^{\Delta} T_b \cdot x \cdot dt}$$

HZV = Herzzeitvolumen (ml/sec)

k = Konstante, die sich aus dem Produkt der spezifischen Wärme (cal/gx°C) und dem spez. Gewicht (g/ml) des Indikators im Verhältnis zu dem Produkt aus der spez. Wärme (cal/gx°C) und dem spez. Gewicht (g/ml) des Blutes berechnet. Für einen Hk = 45 % ist k = 1,101 (56).

V_i = Injektionsvolumen (ml)

T_b = Bluttemperatur (°C)

T_i = Temperatur des Injektats (°C)

$T_b \cdot x \cdot dt$ = Umschriebene Gesamtfläche der Kälteverdünnungskurve ohne Rezirkulation.

Theoretische Variationen dieser Formel sind in den Arbeiten von P. MEIER und K. L. ZIERLER (41), A. FRONEK und V. GANZ (17) und K. F. HOSIE (27) näher erläutert.

Im speziellen methodischen Teil werden einige mathematische Ableitungen, die die Berechnung dieser Kurvenflächen erfassen und für die automatisch elektronische Auswertung interessant erscheinen, ausführlicher behandelt.

Die Methoden zur Berechnung des Herzzeitvolumens können (nach P. G. SPIECKERMANN und H. J. BRETSCHNEIDER) folgendermaßen eingeteilt werden:

1. Empirische Verfahren
2. Mathematische Verfahren, die
 - a) auf Exponentialfunktionen basieren
 - b) auf Verteilungsfunktionen basieren
3. Automatische Verfahren, denen
 - a) empirische Verfahren zugrundeliegen
 - b) Exponentialfunktionen zugrundeliegen

Diese Auswertverfahren werden in den Übersichtsarbeiten von P. G. SPIECKERMANN und H. J. BRETSCHNEIDER (60), K. W. SCHNEIDER und N. MENAUER (55) und in "Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode" von R. HEGGLIN und W. RUTISHAUSER (26) einer gründlichen Analyse unterzogen.

II. Experimentelle Versuchsanordnung

Die Untersuchungen wurden an 16 Bastardhunden (18 - 25 kg Körpergewicht), die man nach Narkose mit Phenobarbital-Na¹ (25 - 30 mg/kg KG) i. v., endotrachealer Intubation und Gabe von Succinyldichlorid² (2 ml/kg KG) i. v. zur Muskelrelaxierung, mit einem Beatmungsgerät Spiromat (Fa. Dräger, Lübeck) beatmete, durchgeführt.

Um einen Zugang für den Injektionskatheter zu haben, wurde die linke äußere Jugularvene freipräpariert, ein Polyäthylenkatheter³ mit einem Totraumvolumen von 1 ml über die obere Hohlvene bis unmittelbar vor den rechten Vorhof geschoben und eingebunden.

Zur Druckmessung schob man einen Katheter über die arteria carotis communis in den Aortenbogen vor (siehe Abb. 1) und konnektierte ihn mit einem Stathamdruckelement (PD 23 Db). Der rechte Femoralvenenkatheter wurde für intravenöse Medikation und Nachspritzung des Narkotikums durch eine Tropfinfusion 6%iger Macrodex-Lösung⁴ offengehalten.

Nach Öffnung des Thorax zwischen 2. und 3. Rippe links, Durchtrennung des Perikards, Präparation der Aorta ascendens und der Pulmonalarterie wurden 3 mg/kg KG Heparin i. v. gegeben.

¹ Nembutal, Fa. Deutsche Abbot GmbH

² Pantolax, Fa. Dr. Reis, Berlin

³ Intermedic, Polyethylene Tubing, Clay Adams, USA

⁴ Fa. Knoll, Ludwigshafen

Unter Drosselung der Hohlvenen ("inflow occlusion") wurde der intravasale Meßkopf (EP 635) des elektromagnetischen Strömungsmeßgerätes¹ nach einer querverlaufenden Incision in die ascendierende Aorta eingebracht und eingebunden (siehe Abb. 1). Durch die Verwendung des intravasalen Meßgebers konnten alle Faktoren, welche die Nulllinienkonstanz beeinflussen (43,45,46), eliminiert werden. Bei diesem Vorgehen gingen jedoch 3 Versuchstiere durch Blutung bzw. Herzstillstand verloren. In der Pulmonalarterie wurden zwei zu verschiedenen Thermodilutionssystemen, die auf Seite 13ff beschrieben werden, gehörige Thermistoren A und B in einem Polyäthylenkatheter mit einer Tabaksbeutelnaht fixiert (siehe Abb. 1). Es wurde darauf geachtet, daß die Thermistoren weder untereinander noch mit der Gefäßwand Kontakt hatten und mit der Spitze wenige Millimeter aus dem Katheter in den Blutstrom ragten. Nach Beendigung jedes Versuchs wurde die Lage der Thermistoren durch Sektion verifiziert. Die Thermistoren A und B wurden mit den Geräten - den Thermodilutionssystemen TDS - A² und TDS-B³ konnektiert. Nach Vernähen des Perikards wurde der Thorax geschlossen; die verbliebene Luft konnte bei konstanter Beatmung über eine Bülow-Drainage aus dem Pleuraraum entweichen.

¹ Two-Channel Electromagnetic Flowmeter, Modell FM - 322, Carolina Electronics, Winston Salem USA

² Fa. August Fischer KG, Göttingen, Typ BN 6560

³ Devices Cardiac output computer, Type 3750, entwickelt von den Departments of Clinical Physiology and Electronics, St. Thomas Hospital, London

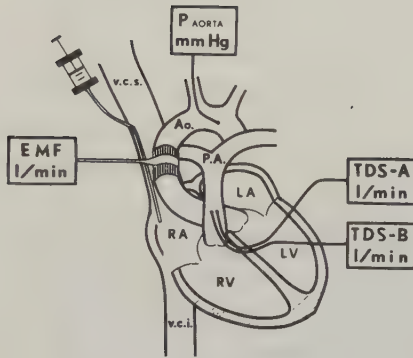


ABB. 1: Versuchsanordnung

Der Meßkopf des elektromagnetischen Strömungsmeßgerätes (EMF) ist in die ascendierende Aorta (Ao.) eingebunden.

Die Thermistoren beider Kälteverdünnungssysteme (TDS-A und TDS-B) liegen in der Pulmonalarterie (P.A.).

Die Injektion erfolgt über die obere Hohlvene (v. c. s.) in den rechten Vorhof (RA).

Der arterielle Druck (P_{AORTA}) wird in der Aorta registriert.

1. Injektionsverfahren

Als Indikatoren verwendeten wir 0,9%-ige physiologische Kochsalzlösung mit einer Temperatur zwischen 18°C und 27°C zur Injektion. Das Injektionsvolumen betrug 10 ml zuzüglich 1 ml Totraumvolumen des Katheters. Die zimmerwarme Lösung wurde mit einer geeichten Ultra-Asept-Spritze¹, die nach jeder Injektion zur Abkühlung der durch Kontakt mit den Händen erwärmten Spritze in die Flüssigkeit gelegt wurde, in Momentaninjektion in den Kreislauf eingebracht. Die Injektionszeit lag immer unter einer Sekunde. Die Temperatur des Injektats wurde sowohl über eine Meßeinheit des TDS-B mit einer Genauigkeit von $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ als auch an einem geeichten Quecksilberthermometer mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ abgelesen.

2. Temperaturmessung

Das Tier wurde mit einer Wärmedecke im Temperaturbereich um 38°C gehalten. Die Temperatur wurde sowohl rektal als auch blutig über den Thermistor des TDS-B kontinuierlich gemessen.

3. Registrierung und Auswertung

Registriert wurden bei 11 Hunden folgende Werte (Abb. 2) auf einem Sechskanaldirektschreiber² mit variabler Papiergeschwindigkeit:

¹ Fa. Henke, Tuttlingen

² R 15, Fa. Hellige GmbH, Freiburg/Brsg.

1

2

3

4

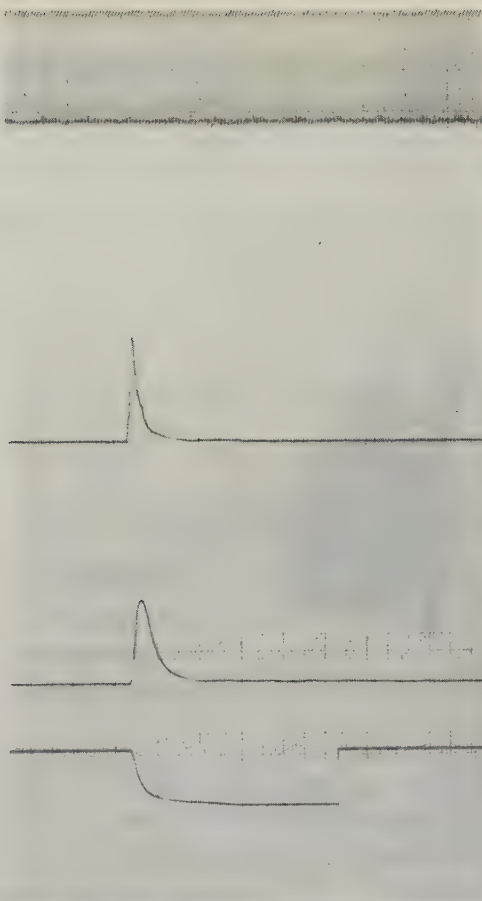


ABB. 2: Gleichzeitig registrierte Kurven in der a. pulmonalis auf dem Sechskanaldirektschreiber mit einer Papiergeschwindigkeit von 2,5 mm/sec aufgezeichnet

-
1. Mittlerer Stromfluß über den intravasalen Meßkopf des EMF in der ascendierenden Aorta.
 2. Thermodilutionskurve des TDS-B über den Thermistor B.
 3. Thermodilutionskurve des TDS-A über den Thermistor A.
 4. Negativer Temperaturschlag und Integrationssignal des TDS-B über den Thermistor B.
-

Bei 2 Versuchen wurden nur die Verdünnungskurven der beiden Systeme simultan auf einem Zweikanalschreiber Servogor¹ mit einem Papiervorschub von 10 mm/sec aufgezeichnet (Abb. 3).

Das Signal-Rausch-Verhältnis der Registriergeräte betrug unter gleicher Verstärkung 3% (62).

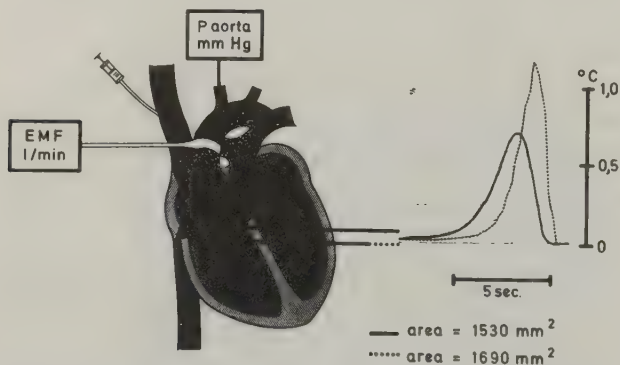


ABB. 3: Simultane Registrierung von Kälteverdünnungskurven zweier verschiedener Systeme über ihre Thermistoren in der Pulmonalarterie (P.A.). Die gepunktete Thermokurve ist vom TDS-B aufgezeichnet, die durchgehende vom TDS-A.

Der pH-Wert, Blutgase und Hämatokrit wurden viertelstündlich kontrolliert und notiert. Abweichungen von der Norm wurden sofort ausgeglichen.

1

RE 520, Metrawatt AG

III. Verwendete Geräte

Die automatischen Auswertverfahren bieten neben der enormen Zeitersparnis gegenüber der manuellen Auswertung den Wegfall einer Fehlerquelle, die bei Extrapolation und Integration der Verdünnungskurve von Hand nicht unerheblich ist - nach SPIECKERMANN und BRETSCHNEIDER (60) ca. $\pm 5\%$. Daher verwendeten wir zwei automatische Geräte, deren Ergebnisse einem elektromagnetischen Flowmeter als Standard gegenübergestellt wurden.

Alle drei Systeme zur Berechnung des HZV wurden mindestens 1 Stunde vor Versuchsbeginn in Betrieb genommen, damit sich elektrisches und thermisches Gleichgewicht einstellen konnte. Während der Experimente waren alle in der Nähe liegenden Geräte - wie Elektrocooter - ausgeschaltet, damit kein Störfeld die Ergebnisse verfälschen konnte.

1. Thermodilutionssystem (TDS-) A

(Typ BN 6560, Fa. August Fischer KG, Göttingen)

a) Arbeitsweise des Gerätes

Der Thermistor des TDS-A, der über ein geeichtes elektrisches Anpassungsglied mit dem von H. SLAMA und J. PIIPER (58) entwickelten Analogrechner konnektiert ist, teilt jede Temperaturänderung über eine Wheatstone'sche Brücke und einen D. C. Verstärker als Spannungsänderung in mV mit. Nach Druck auf die Nulltaste kann die Bluttemperatur entweder im Bereich von 25°C bis 35°C oder von 35°C bis 45°C und die

Änderung durch Kälteinjektion auf einer Skala von 0°C bis $-0,5^{\circ}\text{C}$ abgelesen werden.

Durch Drücken auf die Starttaste wird über einen automatischen Abgleich dem Verstärker die momentane Bluttemperatur als Nulllinie induziert. Dieser Vorgang nimmt ca. 4 bis 6 sec. in Anspruch, so daß das mit kalter physiologischer Lösung gemischte Blut erst danach den Thermofühler passieren darf. Die Kälteverdünnungskurve wird nun elektronisch bis zum 2/3-Abfall des Maximalwertes abgegriffen. Die automatisch integrierte Fläche dieses Kurvenabschnittes wird mit dem von SLAMA und PIIPER gefundenen empirischen Faktor von 1,728 (56, 58), der sich aus der Beziehung $\frac{F_1 + F_2}{F_1}$ berechnet (siehe Abb. 5),

multipliziert und das HZV nach folgender Formel berechnet.

$$\text{HZV} = k \times \frac{V_1 \times (T_b - T_1)}{b \times F_1 \times a}$$

wobei b = Empfindlichkeit der Temperaturmessung
 F_1 = bis zum 2/3-Abfall extrapolierte und integrierte Kurvenfläche
 a = empirisch ermittelter Faktor von 1,728

Vor jeder Messung müssen folgende Werte exakt in das Gerät eingegeben werden:

1. absolutes Injektionsvolumen (= Injektionsvolumen minus Totraum)
2. Temperaturdifferenz zwischen Kerntemperatur und Injektattemperatur

Das nach Injektion vom Computer errechnete HZV erscheint dann innerhalb weniger Sekunden an Leuchtanzeige in 1/min.

Abgleich

Da das Thermodilutionssystem A durch die hohe Empfindlichkeit von 1000-facher Verstärkung auf minimale Schwankungen der Bluttemperatur mit einem Driften der Nulllinie reagiert, ist es notwendig, durch sorgfältigen Abgleich anhand eines am Gerät angebrachten Reglers die Nulllinienstabilität herbeizuführen. Diese Schwankung kann sich in manchen Fällen einstellen, obwohl zusätzlich ein automatischer Abgleich eingebaut ist. Nach Druck auf die Starttaste muß ca. 5 sec gewartet werden bis auf der Leuchtanzeige das Komma erscheint. Dann kann mittels des Reglers der Ausschlag so eingestellt werden, daß der Zeiger zum Stillstand gebracht wird. Der Abgleich ist exakt, wenn der Zeiger nicht mehr merklich schwankt, muß aber deshalb nicht unbedingt auf dem Nullpunkt sein.

Eichung

Nach Drücken des Startknopfes konnten mit Hilfe des Driftenreglers einzelne stufenweise einstellbare Temperatureauschläge im Bereich von 0°C bis $-0,5^{\circ}\text{C}$ gewählt und auf einem Direktschreiber als sogenannte Treppeneichung aufgezeichnet werden.

Die Eichung der Zeitachse war durch die vorgewählte Papiergeschwindigkeit gegeben.

Funktionsprüfung

Um auch ohne Injektion die Funktion des Gerätes überprüfen zu können, kann über ein Eichkästchen eine

Temperaturkurve simuliert werden. Dazu müssen folgende Werte am Gerät eingestellt werden:

1. Temperaturdifferenz zwischen Blut (36°C) und Injektat (21°C) = 15°C
2. Injektionsvolumen (11 ml) minus Totraumvolumen des Katheters (1 ml) = 10 ml

Bei richtig eingestellter Drift sollte an der Anzeigentafel das Produkt aus Temperaturdifferenz und Injektionsvolumen in l/min erscheinen; in diesem Fall 1,5 l/min.

b) Thermistoren

Verwendet wurden NTC-Widerstände (Typ VALVO Zwerg 23322 634 02102) ohne Umhüllung, die aus einem Kügelchen Widerstandsmaterial - oxidisches Mischkristall - bestehen und mit zwei Platin-Iridium-Drähten fest zusammengesintert sind. Durch sorgfältige Alterung bei hohen Temperaturen von $+200^{\circ}\text{C}$, nahe der maximalen Betriebsspannung, haben sie eine große Stabilität der elektrischen Werte.

Die Wärmekapazität beträgt $0,5 \times 10^{-3} \text{ J}/^{\circ}\text{C}$, der Wärmeleitwert $0,4 \text{ mW}/^{\circ}\text{C}$ und das Gewicht $0,001 \text{ g}$ (64). Die elektrische Empfindlichkeit liegt nach B. STECKMEIER (62) in der Größenordnung von $\pm 30 \mu$ bei einer Temperaturvariation von $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ im Meßbereich; die Ansprechzeit, 90% des Maximalausschlages, bei einem Temperaturunterschied von $8,3 \pm 0,71^{\circ}\text{C}$ zwischen Zimmerluft und physiologischer Kochsalzlösung, beträgt $1,03 \pm 0,21 \text{ sec}$ und reagiert dabei bis zu einer Frequenz von 4 Hz.

2. Thermodilutionssystem (TDS-) B

(Devices cardiac output computer, Type 3750, entwickelt von den Departments of Clinical Physiology and Electronics, St. Thomas Hospital, London)

a) Arbeitsweise des Gerätes

Im Gegensatz zu Gerät A bietet das TDS-B eine variable Vorwahl der Integrationszeit, zwischen 5 und 60 sec, so daß die Kälteverdünnungskurve ohne Ausschluß der Rezirkulation durch Extrapolation oder Vernachlässigung eines Kurvenanteiles durch Multiplikation mit einem empirischen Faktor integriert wird. Voraussetzung für dieses Verfahren ist, daß die Thermokurve nicht durch pathologische Kreislaufbedingungen über den Bereich hinaus verlängert ist. Ferner müssen Werte wie Injektionsvolumen, Blut- und Injektattemperatur nicht mehr eingegeben werden. Das Injektionsvolumen ist auf 10 ml festgelegt. Die Temperatur der injizierten Lösung wird von einem Temperaturfühler dem Gerät direkt mitgeteilt und kann im Bereich von 18°C bis 28°C mit einer Genauigkeit von $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ abgelesen werden. Die aktuelle Bluttemperatur wird über den Thermistor B automatisch eingegeben und kann auf der gleichen Anzeigentafel durch Umschalten im Bereich von 30°C bis 40°C ($\pm 0,2^{\circ}\text{C}$) kontrolliert werden. Zur weiteren Information dient die Temperaturänderung, die im Bereich von 0°C - $1,0^{\circ}\text{C}$ ($\pm 0,02^{\circ}\text{C}$).

Das Gerät hat zusätzlich eine Anordnung zur Messung des Katheterspitzendruckes, was beim Einschwemmen des Thermistors zur Kontrolle der Lage von großem Nutzen ist.

Nach Druck auf die Tasten RESET und RUN kann die Momentaninjektion erfolgen. Die Berechnung des Herzzeitvolumens wird von einem Analogrechner dann nach folgender Formel ausgewertet:

$$HZV = \frac{A \times \int_0^{\infty} V_i \times (T_b - T_i) \times D_i \times S_i}{T_b \times dt \times D_b \times S_b} - B$$

A, B = Konstanten

V = Volumen

T = Temperatur

D = Dichte

S = spezifisches Gewicht

$\int \Delta T$ = Temperaturänderung (Incrementaltemp.)

t = Zeit

Index i und b beziehen sich auf Injektat, bzw. Blut.

Das HZV kann nach Ablauf der gewählten Integrationszeit in den Bereichen von 0 - 10 l/min oder von 10 - 20 l/min mit einer Genauigkeit von $\pm 2\%$ abgelesen werden.

Neben den Kälteverdünnungskurven können durch Anschluß eines Schreibers folgende Parameter registriert werden:

Integrationssignal,

Bluttemperatur,

Druckkurve.

Abgleich

Um das Gerät abgleichen zu können, muß eine bestimmte Integrationszeit - z. B. 30 sec - gewählt, der Temperaturschalter auf INCREMENTAL, der HZV-Schalter auf INTEGRAL gestellt und die RESET / RUN - Taste gedrückt werden. Anhand des Reglers BALANCE kann man Schwankungen der Nulllinie, d. h. des Integralwertes stabilisieren.

Eichung und Funktionsprüfung

Indem man statt der Thermistoren im Blut und der kalten Kochsalzlösung das Eichkästchen mit dem Gerät konnektiert, kann man die einzelnen Parameter überprüfen. Die Bluttemperatur sollte $38^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ und die Injektattemperatur $22^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ betragen. Es wird die Einstellung INCREMENTAL an der einen und INTEGRAL an der anderen Taste gewählt. Nach Einstellen der Integrationszeit auf 10 sec und Betätigen des RESET / RUN - Schalters muß unmittelbar der Druck auf den Knopf der Eichanordnung folgen, so daß das elektrisch simulierte Signal erfaßt werden kann. Die Temperaturänderung sollte $0,4^{\circ}\text{C} \pm 0,01^{\circ}\text{C}$ und das HZV $4,6\text{ l/min} \pm 0,2$ bzw. das Integral $2^{\circ}\text{C sec} \pm 1\%$ betragen.

Die Zeiteinheit ist durch den Papiervorschub gegeben.

b) Thermistoren

Wir verwendeten DEVICES - Katheter 2 F, Typ 3752, in die Widerstände vom Typ U23US (Fa. ITT, London) eingebaut sind.

Sie bestehen aus Platindrähten, die bei 180°C gealtert werden. Ihr nominaler Widerstand bei 20°C liegt bei $2000\Omega \pm 20\%$, der minimale Arbeitswiderstand bei 60Ω . Der Wärmeleitwert beträgt $0,087\text{ mW}/^{\circ}\text{C}$ und die Ansprechbarkeit der Thermistoren reicht bis zu einer Frequenz von 8 Hz. (Diese Daten sind den Informationsschriften der Fa. DEVICES, London, entnommen.)

3. Elektromagnetischer Strömungsmesser als Standard
(Two-Channel Electromagnetic Flowmeter, Modell
FM - 322, Carolina Electronics, Winston Salem, USA)

Als Standard wurde im Gegensatz zu den beiden vorher beschriebenen indirekten Methoden ein direktes Verfahren gewählt, das im Modell eine Genauigkeit von $\pm 3\%$ aufwies (43, 46, 47).

a) Arbeitsweise des Gerätes

Durch den intravasalen Meßkopf fließt senkrecht zu den vom Elektromagneten aufgebauten magnetischen Feldlinien das Blut. Dem Faraday'schen Induktionsgesetz folgend wird die pulsierende Strömung des Leiters als elektrische Spannung induziert, die von einem positiven und negativen Elektrodenpaar abgegriffen und über ein elektrisch geeichtes Anpassungsglied dem Gerät mitgeteilt wird. Die Trägerfrequenz dieser Anordnung beträgt 240 Hz. Das Stromvolumen kann einerseits als momentane Flußkurve oder durch Umschaltung am Gerät auf elektronische Integration des phasischen Strömungssignals als mittlerer Fluß angezeigt werden. Dieser entspricht in

den herznahen Gefäßen dem Herzzeitvolumen (45). Das mittlere Stromvolumen kann auf einer Skala in verschiedenen Bereichen abgelesen werden. Bei unseren Versuchen wurde ein HZV von 3,0 l/min nicht überschritten, so daß der Bereich von 0 - 3 l/min ausreichte.

Abgleich

Um eine Stabilität der Nulllinie herbeizuführen muß mit Hilfe eines Drehreglers und Schaltknopfes zur Kontrolle der positiven und negativen Abweichung sowohl das "elektrische" als auch das "mechanische Null" exakt abgeglichen werden. Das "elektrische" erhält man durch Abschalten der Betriebsspannung, das "mechanische Null" durch Strömungsstillstand bei kurzzeitiger Gefäß-okklusion distal des eingebundenen Meßkopfes.

Eichung

Für den von uns verwendeten Meßkopf EP 635 wurde vor Versuchsbeginn eine Eichkurve geschrieben, die als sogenannter "Probe-Faktor" dem Gerät eingegeben wird. Nach sorgfältigem Abgleichen und Konstanz der Nulllinie kann durch manuelle Einstellung eines bestimmten mittleren Flusses das Stromvolumen auf dem Schreiber registriert und stufenweise linear gesteigert werden, so daß man eine sogenannte "Treppeneichung" erhält. Das Problem der Eichung elektromagnetischer Strömungsmesser ist in der Dissertation von S. HAGL (22) näher erläutert. Die Eichung der Zeitachse ist durch den Papiervorschub gegeben.

b) Meßköpfe

Der intravasale kanülierte Meßgeber enthält einen rechteckgesteuerten Elektromagneten nach M. P. SPENCER und A. B. DENISON (3, 59) und zwei Abnahmeelektroden, die in ein Kunststoffrohr von ca. 1 cm Länge eingebettet sind. Die Elektroden bestehen aus nichtrostendem Halbleitermaterial (59) und sind vom Magneten gut isoliert, um Störspannungen und Kapazitätsaufnahme von den Spulen zu vermeiden. Der Magnet ist mit feinsten Stahllamellen hoher Permeabilität (22) gewickelt.

Detaillierte Untersuchungen über dieses Gerät finden sich bei H. MEISNER und K. MESSMER (43, 45, 46, 47).

C. Ergebnisse

I. Vergleichende Messungen

In vergleichenden Messungen wurden beide indirekten automatischen Auswertungsverfahren TDS-A und TDS-B der direkten Methode der elektromagnetischen Strömungsmessung gegenübergestellt. Die von beiden Computern ermittelten Ergebnisse wurden mit den zugehörigen mittleren Stromflußwerten des EMF in der asc. Aorta verglichen.

1. TDS-A - EMF

In 11 Versuchen - 2 Versuche waren durch Wandkontakt des Thermistors A nicht auswertbar - wurden 550 pulmonale Kälteverdünnungskurven des TDS-A geschrieben. Die digital angezeigten Werte des Analogrechners finden sich in Tab. I - IX zusammengestellt. Mit Hilfe des elektronischen Rechners "Diehl Transmatic" konnte die Regressionsgerade $y = 0,89 + 0,75 x$ mit einem Koeffizienten von $r = 0,73$ und die Abweichung in l/min bzw. in % vom Standard errechnet werden. In Abb. 4 sind die vom elektromagnetischen Flowmeter angezeigten Volumina gegen 550 Digitalwerte des TDS-A aufgetragen und die durchgezogene Regressionsgerade der geforderten gestrichelten gegenübergestellt, die sich bei Übereinstimmung der Herzminutenvolumina ergäbe. Das Prinzip der Arbeitsweise des Gerätes, das auf den Seiten 13 ff. erläutert wurde, ist durch die in die Flächen F_1 und F_2 geteilte Kälteverdünnungskurve schematisch mit Angabe der Formel dargestellt.

Die Abweichung der gemittelten Minutenvolumina des TDS-A vom EMF schwankt beim direkten Vergleich in den einzelnen 9 Versuchen von + 9,96 % bis + 50,48% (siehe Tabelle X).

Während die Stromzeitvolumina im Bereich von 0,98 l/min bis 2,41 l/min lagen, zeigten die registrierten Werte des TDS-A in den entsprechenden Versuchen Volumina von 1,34 l/min bis 2,87 l/min, wie Tabelle X, eine Zusammenfassung der gemittelten Werte der 9 Versuche, bzw. der Tabellen I - IX, zeigt.

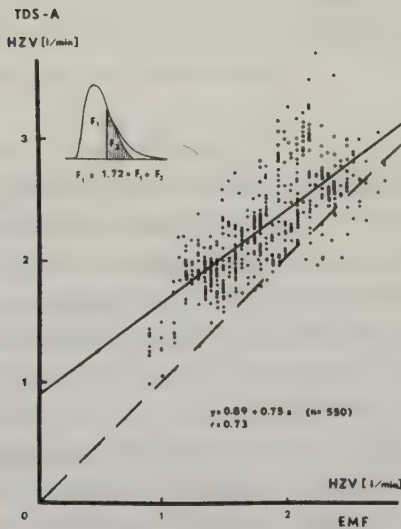


ABB. 4: Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und Direktanzeige des TDS-A (vgl. Tab. I - IX)

(Die Kälteverdünnungskurve links oben stellt das Prinzip der Arbeitsweise des Gerätes dar.)

2. TDS - B - EMF

Obwohl die Thermokurve unter physiologischen Kreislaufbedingungen innerhalb des Variabilitätsbereiches von 5 bis 60 sec abläuft, suchte man für das TDS-B einen günstigeren Parameter zur Erfassung der empirischen Kurvenbeendigung, da Kreislaufzeiten und damit Kurvenformen während kurz aufeinanderfolgender Messungen durch unterschiedliche Kreislaufsituationen beeinflusst sein konnten.

Es wurde ein Punkt T_a , an dem die Integration der Indikatorkurve willkürlich abgebrochen wurde, in prozentualem Verhältnis vom registrierten Maximalausschlag der Temperaturdifferenz T_{max} gesetzt.

Beispiel: Beträgt der registrierte maximale Temperaturunterschied (T_{max}) von $1^{\circ} C$ zwischen aktueller Bluttemperatur (= Nulllinie) und sich zeitlich ändernder Injektattemperatur (= Thermokurve) 10 cm, das willkürliche Integrationsende am abfallenden Verdünnungsschenkel bei $T_a = 0,4^{\circ} C$ 4 cm, so ist das Verhältnis $T_a = 40\% T_{max}$.

In den Versuchen wurden die Integrationszeiten so gewählt, daß man unterschiedliche Punkte $T_a = x\% T_{max}$ erhielt, wobei von 40% bis 0% variiert wurde (siehe Abb. 5).

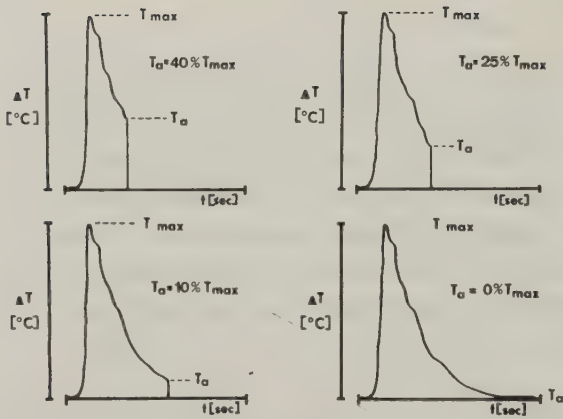


ABB. 5: Vier verschieden gewählte Punkte (T_a), an denen die Integration der Kälteverdünnungskurven willkürlich abgebrochen wurde. Diese Punkte ergeben ein prozentuales Verhältnis vom registrierten Maximalausschlag der Temperaturdifferenz (T_{max}).

Es wurde nach einer Aussage über denjenigen Punkt T_a am abfallenden Verdünnungsschenkel gesucht, bei dem die Kurvenintegration abgebrochen werden muß, um dem Standard entsprechende HZV-Werte zu erhalten. In 11 Versuchen wurden 128 Kurven mit willkürlich variiertem Integrationsende gewählt, so daß sich vier Gruppen prozentualer Werte vom T_{max} ergaben.

In Abb. 6 sind die Regressionsgeraden als Ergebnis der gegen den Standard aufgetragenen HZV-Werte des TDS-B bei vier verschiedenen Integrationsenden, ausgedrückt in Prozent (0%, 10%, 25%, 40%) des Maximalausschlages (T_{max}) graphisch dargestellt.

In Zahlen bedeutet das, daß bei einer elektromagnetischen Strömung von 2,0 l/min und Abbruch der Integration am aktuellen Punkt T_a , der bei 40% des Maximalausschlages liegt, das HZV des TDS-B durchschnittlich 3,43 l/min beträgt, bei $T_a = 25\% T_{max}$ 2,7 l/min, bei $T_a = 10\% T_{max}$ 2,17 l/min und bei $T_a = 0\% T_{max}$, also Integration der Gesamtkurve 1,99 l/min. Bei einem EMF von 1,5 l/min zeigt das TDS-B bei 40% T_{max} durchschnittlich 2,65 l/min, bei 25% T_{max} 2,25 l/min, bei 10% T_{max} 1,64 l/min und bei Integration der ganzen Kurve 1,51 l/min.

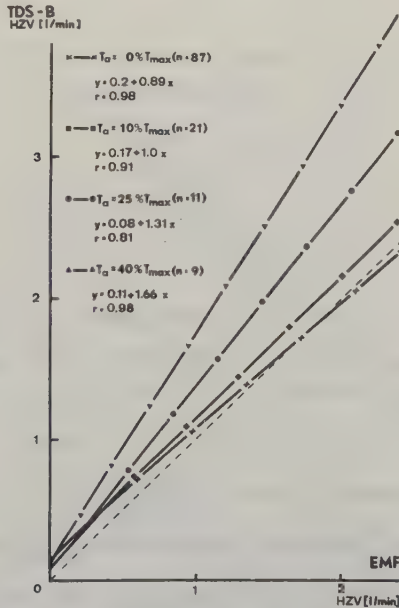


ABB. 6: Integration vier verschiedener Kurvenanteile des TDS-B ausgedrückt in prozentualem Verhältnis vom maximalen registrierten Temperatureauschlag.
(vgl. Tab. XI - XIV)

Die Integration der ganzen Kurvenfläche ($F_1 + F_2 + F_3$) ohne Ausschluß des Rezirkulationseffektes durch Extrapolation hat mit einer Regressionsgeraden $y = 0,2 + 0,89 x$ und einem Koeffizienten von $r = 0,98$ die beste Annäherung an die Idealgerade ($EMF = TDS-B$). In Abb. 7 ist diese aus 87 Punkten ermittelte Gerade nochmals einzeln dargestellt. Die Abweichung der Direktanzeige vom Standard beträgt

+ 13%

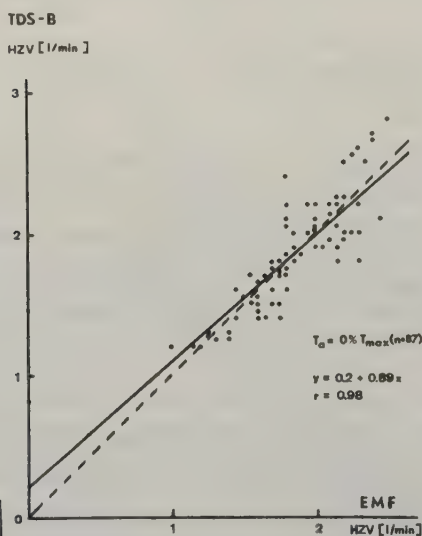


ABB. 7: Integration der gesamten Kurvenfläche des TDS-B
(vgl. Tab. XIV)

Ausgedrückt in Prozent (siehe Abb. 8) beträgt die Abweichung bei Beendigung der Integrationszeiten an den Punkten:

T_a	=	40% T_{max}	+	71,98%	+	7,53 (A)
T_a	=	25% T_{max}	+	29,99%	+	7,95 (B)
T_a	=	10% T_{max}	+	10,19%	+	12,40 (C)
T_a	=	0% T_{max}	-	0,48%	+	12,52 (D)

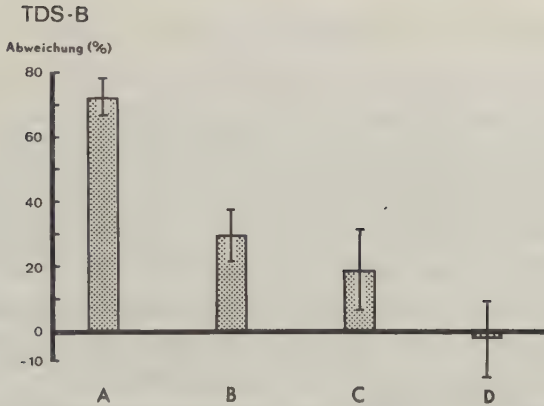


ABB. 8: Prozentuale Abweichung bei vier verschiedenen Integrationsbeendigungen

A:	$T_a = 40\% T_{max}$	(n = 9)
B:	$T_a = 25\% T_{max}$	(n = 11)
C:	$T_a = 10\% T_{max}$	(n = 21)
D:	$T_a = 0\% T_{max}$	(n = 87)

Die beste Übereinstimmung ist nach Abb. 8 zwischen 10% und 0% T_{max} zu erwarten, daher wurden 283 Kurven zwischen 30% und 0% T_{max} in gruppierter Zusammenstellung ausgewertet (Tab. XV).

Gruppe I:	30%	-	11% T_{max}
Gruppe II:	10%	-	7% T_{max}
Gruppe III:	6%	-	3% T_{max}
Gruppe IV:	2%	-	0% T_{max}

Wie Tabelle XV verdeutlicht, liegt der Punkt T_a , bei dem die Integration abubrechen ist, im Bereich zwischen 6% und 0% T_{max} .
Beispiel: Bei einem EMF von 2,20 l/min beträgt das HZV einer

Kurve, deren Integration bei 30% T_{max} abgebrochen wurde, 3,70 l/min, bei 10% T_{max} 2,5 l/min, bei 6% T_{max} 2,26 l/min und bei 0% T_{max} 2,13 l/min.

II. Nulllinienintegration des TDS-B

Läßt man das zeitvariable Gerät TDS-B über den ersten Schnittpunkt des abfallenden Verdünnungsschenkels mit der Nulllinie 10 sec. bzw. 30 sec automatisch weiter integrieren, erhält man bei Umrechnung der Flächen in HZV-Werte Volumina, die $21,05\% \pm 10,84$, bzw. $34,33\% \pm 1,91$ unter dem Standard liegen. In Abb. 9 ist oben die Thermodilutionskurve dargestellt mit den Abweichungen der HZV-Werte bei Integration der Kurve bis zum Schnittpunkt mit der Nulllinie, bzw. bei Integration von 10 sec und 30 sec länger.

Ergäbe beispielsweise die Fläche bis zum Schnittpunkt ein errechnetes HZV von 1,61 l/min, wäre das Minutenvolumen bei einer zusätzlichen Integration von 10 sec nur 1,26 l/min und bei weiterer Integration von 20 sec nur noch 1,06 l/min.

In Tab. XVI sind diese hypothetischen HZV-Werte ausgehend vom Standard nach 10 sec, bzw. 30 sec Integrationszeit über den errechneten Schnittpunkt mit der Nulllinie hinaus berechnet. .

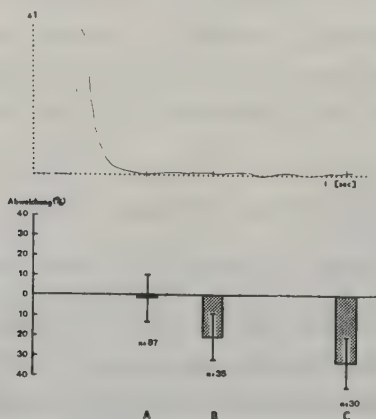


ABB. 9: Nulllinienintegration

- A = $0\% T_{\max}$
 B = $0\% T_{\max} + 10 \text{ sec}$
 C = $0\% T_{\max} + 30 \text{ sec}$

III. Manuelle Auswertung als Kontrolle

Zur Kontrolle beider automatischer Verfahren wurden von 11 simultan auf einem Zweikanalschreiber registrierten Kälteverdünnungskurven aus 2 Versuchsreihen das HZV "von Hand" nach verschiedenen Methoden berechnet.

1. Semilogarithmische Extrapolation

Die Originalkurve wurde Punkt für Punkt auf semilogarithmisches Papier übertragen, das logarithmischen Maßstab auf der Konzentrations- und linearen auf der Zeitachse hat. Betrachtet man diese transformierte Kurve, so verläuft der abfallende Schenkel anfangs linear und verläßt bei Näherung an die Nulllinie mehr und mehr diese Gerade. Die Thermokurve hat demnach bei Erreichen des Maximalausschlags kurzzeitig einen exponentiellen Verlauf. Verlängert man diese Gerade gegen Null und transformiert sie punktweise zurück auf die Originalkurve, so erhält man die sogenannte "Primär- oder Idealkurve" (26, 60) mit exponentiellem Verdünnungsschenkel zum Ausschluß des Rezirkulationseffektes. Diese Kurve umschreibt in Abb. 10 die Flächen F_1 und F_2 .

2. Integration von Teil- und Gesamtflächen

Kurvenflächen können entweder arithmetisch oder planimetrisch bestimmt werden. Hier wurde sich für das letztere entschieden, da diese Methode genauer und einfacher ist. Verwendet wurde ein Planimeter (Typ 30112, Fa. Ott, Kempten), mit dessen Hilfe die Flächen nach Umfahren auf einer mitlaufend geeichten

Rolle die Einheiten bzw. durch Umrechnung in mm^2 abgelesen werden kann. Planimetrisch integriert wurden folgende Flächen:

- a) Gesamtfläche $F_1 + F_2 + F_3$
- b) Extrapolierte Fläche $F_1 + F_2$
- c) Fläche bis zum 3/2-Punkt F_1
- d) bestimmte Flächenanteile in

$$T_a = x\% T_{\max} \quad (x = 40, 25, 10, 0)$$

(siehe Abb. 10.)

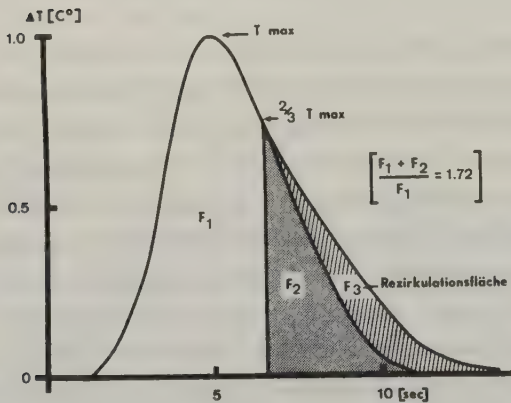


ABB. 10: Schema einer Kälteverdünnungskurve zur
Erläuterung des Prinzips der automatischen
und manuellen Auswertverfahren
(Erläuterung siehe Text)

IV. Berechnung des Herzzeitvolumens

Diese Flächenberechnungen dienen zur empirischen Ermittlung des Anteils der Gesamtfläche, der integriert sein und in die Berechnung eingehen muß, um dem Standard entsprechende HZV-Werte zu erhalten. Die rechnerische Auswertung erfolgte nach folgender Gleichung:

$$HZV = k \times \frac{V_i \times (T_b - T_i)}{\int_0^{\infty} \Delta T \times dt}$$

(Erklärung siehe Seite 5)

Der Nenner stellt für die Auswertung das Hauptproblem dar, da sowohl die Rezirkulation als auch die Eichfaktoren darin enthalten sein müssen. Er muß daher umgeformt werden, um unterschiedliche Flächen mittels Temperatur- und Zeiteichung einheitlich zu korrigieren.

Statt $\int_0^{\infty} \Delta T \times dt$ kann geschrieben werden:

$$HZV = k \times \frac{V_i \times (T_b - T_i)}{F \times (f_1 \times f_2)}, \text{ wobei}$$

F = die zur Berechnung planimetrisch bestimmte Fläche (mm^2)

f_1 = reziproke Temperatureichung $\frac{\text{Ausschlag}}{^\circ\text{C}}$ ($^\circ\text{C}/\text{mm}$)

f_2 = reziproke Zeiteichung $\frac{\text{Papiervorschub}}{\text{sec}}$ (sec/mm)

Beispiel:

Die planimetrisch bestimmte Fläche beträgt 2750 mm^2

$$f_1 = 0,42 \text{ } ^\circ\text{C}/28 \text{ mm} = 0,015 \text{ } ^\circ\text{C}/\text{mm}$$

$$f_2 = 1 \text{ sec}/10\text{mm} = 0,1 \text{ sec}/\text{mm}$$

$$f_1 \times f_2 = 0,0015 \frac{^\circ\text{C} \times \text{sec}}{\text{mm}^2}$$

Die durch Zeiteichung und Temperatureichung korrigierte Fläche ist somit

$$2750 \text{ mm}^2 \times 0,0015 \frac{^\circ\text{C} \times \text{sec}}{\text{mm}^2} = 4,125 \text{ } ^\circ\text{C} \times \text{sec}$$

Setzt man diesen Ausdruck in den Nenner der HZV-Formel ein und multipliziert mit 60/1000 erhält man das Herzzeitvolumen in l/min:

$$V_i = 10 \text{ ml}$$

$$T_b = 37,0 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_i = 25,6 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$k = 1,101 \text{ bei einem Hk von 45\% und Ringerlösung als Injektat (56)}$$

$$\begin{aligned} \text{HZV} &= 1,101 \times \frac{10 \text{ ml} \times (37,0 \text{ } ^\circ\text{C} - 25,6 \text{ } ^\circ\text{C})}{4,125 \text{ } ^\circ\text{C} \times \text{sec}} \times \frac{60}{1000} \\ &= 1,826 \text{ l/min} \end{aligned}$$

Das von Hand errechnete Herzminutenvolumen beträgt nach der oben beschriebenen Methode 1,826 l/min.

Statt der Gesamtfläche kann auch die von SLAMA und PIIPER verwendete Fläche des TDS-A bis zum 2/3-Punkt F_1 eingesetzt und mit dem von den Autoren ermittelten empirischen Faktor multipliziert werden. Die so erhaltene Gesamtfläche muß ebenfalls durch die Eichfaktoren korrigiert werden.

In unseren Versuchen wurden 11 simultan auf einem Zweikanal-schreiber registrierte Kurven "von Hand ausgewertet.

Es wurden berechnet:

1. das HZV der gesamten Kurvenfläche ($F_1 + F_2 + F_3$)
2. das HZV der extrapolierten Kurvenfläche ($F_1 + F_2$)
3. das HZV der Teilfläche F_1 multipliziert mit einem empirischen Faktor von 1,72

Diese rechnerisch ermittelten Werte werden dem Standard und der Direktanzeige beider Systeme gegenübergestellt (TDS-A : Tab. XVII und TDS-B: Tab. XVIII). Es ergaben sich für die über das TDS-A (TDS-B) registrierten Kurven folgende Abweichungen vom Standard:

1. Für das HZV der Direktanzeige $+ 15,19\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 10,05$
 $(- 2,59\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 5,21)$
2. Für das errechnete HZV der Gesamtkurve $+ 30,47\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 8,83$
 $(+ 19,43\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 8,75)$
3. Für das errechnete HZV der extrapolierten Kurve
 $+ 53,49\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} + 11,31 \quad (+ 42,40\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 4,67)$
4. Für das errechnete HZV aus dem Produkt der Teilfläche F_1 und dem empirischen Faktor von 1,72 $+ 42,42\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 11,59$
 $(+ 44,29\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 11,40)$

Die Direktanzeige weist bei beiden Systemen die dem Standard besten Näherungswerte durch Wegfall des nicht unerheblichen Fehlers bei manueller Auswertung auf. Das HZV der "von Hand" ausgewerteten Gesamtkurve zeigt gegenüber anderen manuellen Berechnungsmethoden eine gute Näherung an den Standard, wenn man bedenkt, daß die Differenz zwischen Direktanzeige und manueller Auswertung $+ 23,83\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 6,22$ (TDS-A) und $+ 22,07\% \begin{smallmatrix} + \\ - \end{smallmatrix} 9,38$ (TDS-B) beträgt.

V. Überprüfung des Faktors des TDS-A und Beziehung der Flächen zueinander

Der empirische Faktor des TDS-A wurde in der Übersichtsarbeit über die verschiedenen Auswertverfahren von SPIECKERMANN und BRETSCHNEIDER (59) nicht bestätigt; daher wurde er nochmals neu berechnet. Für das TDS-A ergab sich ein Verhältnis von $\frac{F_1 + F_2}{F_1} = 1,857 \pm 0,11$. Der Faktor in den über das TDS-B auf gezeichneten Kurven betrug jedoch $1,728 \pm 0,08$.

Von Interesse war noch die Fläche F_3 , die durch Extrapolation abgetrennt wird, um den Rezirkulationseffekt auszuschließen.

F_3 beträgt $7,2\% \pm 1,1$ der Gesamtfläche für das TDS-A und $6,4\% \pm 0,5$ für das TDS-B, was einer Änderung des Herzminutenvolumens um $19,9\% \pm 5,3$ (TDS-A) bzw. um $17,1\%$ (TDS-B) entspricht.

Eine weitere konstante Beziehung zwischen Teil- ($40\% T_{\max}$; $25\% T_{\max}$; $10\% T_{\max}$) und Restflächen war nicht festzustellen.

VI. Überprüfung des 2/3-Punktes des TDS-A

Da auffällig war, daß die Schaltzacke des 2/3-Punktes des TDS-A in den registrierten Kurven niedriger als $66,66\% T_{\max}$ lag, wurde in 100 Kurven dieser Punkt überprüft. Er lag nach unseren Messungen bei $53,69\% T_{\max} \pm 5,79$. Tabelle XIX zeigt die Zusammenstellung der einzelnen Maßwerte, woraus hervorgeht, daß der Punkt konstant unter dem geforderten 2/3-Punkt liegt.

VII. Thermistorcharakteristik

Die Ansprechzeit ($T_a = 90\% T_{max}$) der Thermistoren beider Systeme wurde im Modell bestimmt, indem man die Thermofühler spontan in eine physiologische Kochsalzlösung, die um 1°C kälter war als die Raumtemperatur, eintauchte. Somit konnte eine Aussage über die Erfassung der Kälteverdünnungskurven durch beide Temperaturfühler erhalten werden. Der Thermistor A des TDS-A benötigte 1,38 sec bis zum Erreichen von 90% des Maximalausschlages, die Sonde B des TDS-B nur 0,14 sec. Die Zeit, bis eine Reaktion auf die Temperaturdifferenz eintraf, maß beim System A 0,149 sec, beim System B 0,123 sec. Abb. 11 zeigt die unterschiedliche Reaktion auf 1°C Temperaturänderung beider Thermistoren bei einem Papiervorschub von 100 mm/sec.

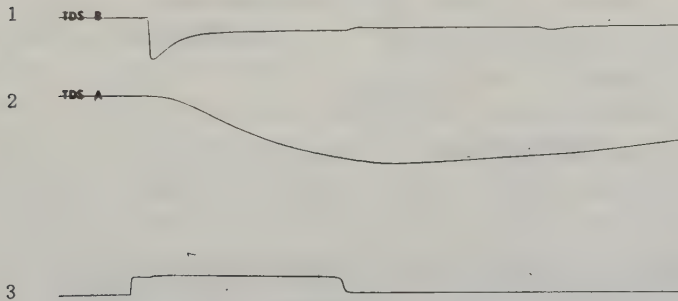


ABB. 11: Ansprechzeit und Reaktion der Thermistoren A und B auf eine Temperaturdifferenz von 1°C .

(1 = TDS-B; 2 = TDS-A; 3 = Eintauchzeit; Papiergeschwindigkeit: 100 mm/sec)

Bei simultaner Registrierung der Kälteverdünnungskurven auf dem Zweikanalschreiber zeigte sich, daß die Trägheit des Thermistors A mit einer Einbuße an Fläche einhergeht (siehe Abb. 12). Das TDS-A umschreibt eine Fläche von 1530 mm^2 , was einem HZV von $4,14 \text{ l/min}$ entspricht, das TDS-B eine Fläche von 1690 mm^2 , gleich einem Herzminutenvolumen von $3,75 \text{ l/min}$. Der durch die Trägheit verursachte Fehler beträgt demnach 10% des Minutenvolumens (48).

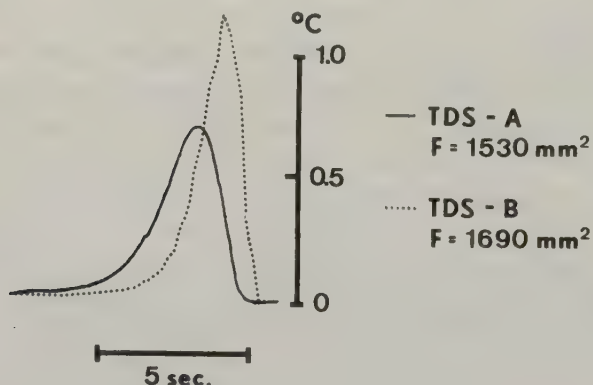


ABB. 12: Simultane Registrierung von Verdünnungskurven über die Thermistoren beider Systeme.

Die Thermodilutionskurve des TDS-A (durchgehende Linie) hat eine Fläche von 1530 mm^2 , die des TDS-B (gestrichelte Linie) eine Fläche von 1690 mm^2 .

D. Diskussion

Durch die Einführung elektronischer Auswertverfahren zur Bestimmung des HZV wurde die Flächenberechnung von Kälteverdünnungskurven zum zentralen Problem. Eine Übersicht der unterschiedlichen Verfahren mit Diskussion der Problematik findet sich sowohl bei SPIECKERMANN und BRETSCHNEIDER (60) als auch bei SCHNEIDER und MENAUER (55). Die meisten Theorien über Auswertverfahren leiten sich von HZV-Berechnungen der Farbstoffverdünnungskurven ab und hatten sich mit der Ausschaltung des "echten" Rezirkulationseffektes, also der erneuten Passage des Indikators auseinanderzusetzen. Eigene Versuche ergaben, daß bei Injektion in eine periphere Arterie und Registrierung in einer zentralen Vene kein HZV zu messen, bzw. keine Kurve aufzuzeichnen war. Dies stimmt mit Ergebnissen von GLANERT (20) überein, der bei Injektion von zimmerwarmer NaCl-Lösung in den rechten Vorhof und simultaner Registrierung in A. pulmonalis und Aorta ascendens eine Verringerung der Temperaturamplitude von 35% und Verlängerung der Thermokurve feststellte. Grund dieser Kurvenveränderung ist die Kälteabstrahlung und "lokale" Rezirkulation des Indikators. Da bei der Thermodilutionsmethode die "echte" Rezirkulation des Indikators infolge Temperatureaustausch mit dem Blut in der Peripherie entfällt, können die unterschiedlichen Berechnungsverfahren, denen die Farbstoffrezirkulation zugrunde liegt, unserer Meinung nach nicht kritiklos übernommen werden.

Viele Autoren (6, 19, 21, 29, 31, 53, 57) weisen gute Ergebnisse bei vergleichenden Messungen zwischen Kälteverdünnungsmethode und anderen Verfahren auf. Doch hierbei bleibt unbeachtet, daß man indirekte Methoden indirekten gegenüberstellte (z. B. Thermodilution - Farbstoffverdünnung) und somit die Aussagekraft des Vergleiches unzuverlässig ist.

Daher wurde hier ein direktes System als Bezugsstandard gewählt und zwei indirekten Methoden gegenübergestellt, die auf unterschiedlichen Auswertverfahren beruhen.

I. EMF

Wir verwendeten einen rechteckgesteuerten elektromagnetischen Strömungsmesser, da dieser sich nach Arbeiten von H. MEISNER et al. (43, 45, 46, 47) aufgrund der einfachen Bedienung und der reproduzierbaren Eichwerte für Modellversuche besonders günstig erwies.

Um die Problematik dieser Methode - keinerlei Wandkontakt und Artefaktregistrierungen - zu vermeiden, wurde ein sogenannter intravasaler Meßkopf in die Aorta ascendens eingebunden. Damit war eine optimale und stabile Nullinie gewährleistet. Im Vergleich zum Stromzeitvolumen in der A. pulmonalis war der Koronarfluß abzuziehen, der nach GANONG (18) 5% des gesamten HZV ausmacht.

Ein weiteres Problem stellt bei zunehmender Verdünnung mittels Kochsalzinjektionen der Hämatokrit dar. Nach H. MEISNER und K. MESSMER (45) betragen Änderungen des Hämatokritwertes von 10% eine Verfälschung des Meßwertes um etwa 5%. Die Meßgenauigkeit des Gerätes liegt somit im Bereich von $\pm 2 - 5\%$ (45).

II. TDS - A

Das indirekte System des TDS-A basiert auf theoretischen Grundlagen, die sich von der Auswertung der Farbstoffverdünnungskurven herleiten.

So wurde von H. SLAMA und J. PIIPER (58) die auch bei der Thermodilution angenommene Rezirkulation des Indikators durch Extrapolation der registrierten Verdünnungskurve ausgeschlossen, indem das Gerät bis zum $2/3$ -Abfall vom Maximalausschlag integriert und mit dem im Tierexperiment gewonnenen empirischen Faktor von 1,72 multipliziert. Der Nachteil dieser Methode besteht darin, daß durch Extrapolation nicht die Gesamtkurve, sondern nur eine Teilfläche in die Berechnung eingeht. Die relative Standardabweichung dieses Gerätes zwischen Direktanzeige und manueller HZV-Berechnung beträgt nach den beiden Arbeiten von SLAMA (58) $\pm 7\%$ und SCHORER (56) $\pm 5\%$, bei uns $+ 23,83\% \pm 6,22$. Wir legten jedoch wenig Wert auf den Vergleich Direktanzeige mit manueller Auswertung, da beide Methoden mit nicht unerheblichen Fehlern behaftet scheinen, sondern stellten automatische Direktanzeige der elektromagnetischen Strömungsmessung gegenüber. Die Abweichung hierfür schwankte bei verschiedenen Ausgangswerten von $+ 9,96\% \pm 12,66$ bis $+ 50,48\% \pm 18,99$, wie Tabelle X zeigt. Bezöge man die Koronarzirkulation von 5% , die dem EMF zuzurechnen ist, in diese Ergebnisse mit ein, wäre die relative Abweichung immer noch sehr beachtlich.

Ein weiterer Punkt, der hier erwähnt werden muß, ist die Ungenauigkeit des $2/3$ -Punktes, der nach unseren Berechnungen unter Ausschluß eines elektrischen Fehlers um $12,97\% \pm 5,79$ zu niedrig lag. Demnach müßte bei exaktem Abfall bis auf $66,66\% T_{\max}$ ein weit höher liegendes HZV zu erwarten sein.

Auch die Trägheit der zum System gehörigen Thermistoren, deren Ansprechbarkeit bei 1,38 sec lag, stellte eine zusätzliche Fehlerquelle dar. Wie Abb. 12 zeigt, geht einem langsameren Thermistor ein Teil des Kälteverdünnungsbolus verloren, der sich in der Registrierung einer zu kleinen Kurvenfläche und damit einem zu großen HZV widerspiegelt.

III. TDS - B

Das TDS-B hingegen hat eine günstige variable Zeitvorwahl, so daß durch Manipulation die gesamte Thermokurve oder nur Teilflächen für die Berechnung des HZV herangezogen werden konnten. Da die Zeitvorwahl bei unterschiedlichen Kreislaufverhältnissen keinen aussagekräftigen Parameter für die Beendigung der Kurvenintegration darstellt, wurde der Punkt T_a , an dem die Flächenberechnung willkürlich abgebrochen wurde, in prozentualem Verhältnis zum registrierten Maximalausschlag gesetzt.

Somit konnte der Punkt, an dem man dem Standard entsprechende Minutenvolumenwerte erhält, exakter beschrieben werden. Durch gruppierte Auswertung konnte der Punkt zwischen 0% und 6% T_{max} ermittelt werden. Dies zeigt gute Übereinstimmung mit ELLIS et al. (10), die ähnliche Resultate bei automatischer Integration bis zu 4% T_{max} beschreiben. Bei einer Analyse der HZV-Werte in diesem Bereich ergab die beste Übereinstimmung mit der Idealgeraden (Abb. 7) der Punkt 0% T_{max} , was der Integration der Gesamtkurve entspricht. Hierbei errechnete sich die Regressionsgerade $y = 0,2 + 0,89 x$ mit einem Koeffizienten von $r = 0,98$ (Abb. 8). Die Abweichung der Direktanzeige vom Standard betrug $\pm 13\%$. Die Genauigkeit von $\pm 2\%$, die von der Herstellern des TDS-B in der Beschreibung des Gerätes propagiert ist, hat sich in unseren Versuchen nicht bestätigt.

Um zu überprüfen, in wie weit die Nulllinienintegration die Meßergebnisse beeinflusst, wurden 10 sec bzw. 30 sec über den ersten Schnittpunkt der Verdünnungskurve mit der Nulllinie hinausintegriert. Die HZV-Werte lagen bei 10 sec - $21,05\% \pm 10,84$ und bei 30 sec - $34,33\% \pm 11,91$ niedriger als der Standard. Somit folgt: je länger die Nulllinie in die Flächenberechnung eingeht, desto geringer errechnet sich das Minutenvolumen.

Dies liegt nach MEISNER et al. (48) an der Verwendung physiologischer Kochsalzlösung von Raumtemperatur mit niedrigem "Signal-Rausch"-Verhältnis und Instabilität der Nulllinie. Die Anwendung eisgekühlten Injektates hätte jedoch nach GLANERT (42) den weit größeren Nachteil des Indikatorverlustes zur Folge. Um den Fehler, der bei Integration über den ersten Nulldurchgang der Indikatorkurve hinaus durch Instabilität und atemabhängige Schwankungen entsteht, auszuschließen, sollte die Gesamtkurve nur bis zum ersten Schnittpunkt mit der Nulllinie integriert werden.

Wesentlich für unsere Ergebnisse war die schnelle Ansprechzeit der Thermistoren des TDS-B mit 0,14 sec. und die Erfassung des nahezu ganzen Kältebolus bei der Registrierung der Kälteverdünnungskurven, wie simultane Registrierungen über Thermistoren beider Systeme zeigten.

IV. Manuelle Auswertung

Um eine Kontrolle über Meßergebnisse beider automatischer Systeme (TDS-A und TDS-B) zu haben, und den Punkt zu ermitteln, an dem die Integration abubrechen ist, um dem Standard entsprechende HZV - Werte zu erhalten, wurde das Minutenvolumen nach unterschiedlichen Auswertverfahren von Hand berechnet. Dabei wurden Teil- oder Gesamtflächen in 11 simultan auf einem Zweikanalschreiber registrierte Kurven planimetrisch bestimmt, in die Formel auf Seite 5 eingesetzt und das Herzminutenvolumen errechnet.

(2 Kurven des TDS-B waren aufgrund zu großer Nullinienschwankungen nicht auswertbar).

Der Vergleich verschiedener Auswertverfahren, in den Tabellen XVII (für das TDS-A) und XVIII (für das TDS-B) zusammengestellt, zeigt eine Gegenüberstellung von

- A = Standard EMF
- B = Direktanzeige des Gerätes in Tabelle XVII
TDS-A in Tabelle XVIII TDS-B
- C = errechnetem HZV der ganzen Kurvenfläche
 $F_1 + F_2 + F_3$
- D = errechnetem HZV der extrapolierten Kurvenfläche
 $F_1 + F_2$
- E = errechnetem HZV der Teilfläche F_1 multipliziert
mit dem empirischen Faktor 1,72

Die berechneten Herzminutenvolumina der ganzen Kurvenflächen zeigen von den manuell ausgewerteten Thermokurven die geringste Abweichung vom Standard $+ 30,47\% \pm 8,83$ (TDS-A) bzw. $+ 19,43\% \pm 8,75$ (TDS-B). Dagegen beträgt die Abweichung nach Berechnung der Teilfläche F_1 multipliziert mit dem Faktor 1,72 $+ 42,42\% \pm 11,59$ (TDS-A) bzw. $+ 44,29\% \pm 11,40$ (TDS-B). Wenn auch der Fehler durch die Auswertung und Berechnung "von Hand" verglichen mit der Direktanzeige nicht unerheblich ist (SPIECKERMANN und BRETSCHNEIDER (60) geben ihn mit mehr als 5% an) - in unseren Versuchen $+ 23,83\% \pm 6,22$ (TDS-A) und $+ 22,07\% \pm 9,38$ (TDS-B) - so kann doch festgestellt werden, daß die Berechnung der Gesamtfläche von allen angewandten manuellen Verfahren die besten Näherungswerte an den Standard liefert. Dies ist in den Abb. 13 (für das TDS-A) und 14 (für das TDS-B) nochmals bei verschiedenen Ausgangswerten des EMF verdeutlicht.

Der Vorteil der Einführung automatischer Analogrechner zur Berechnung des HZV liegt darin, daß Fehler, die bei manueller Auswertung mittels Planimetrierung, Extrapolation und Integration nicht zu vermeiden sind, entfallen. Wie gezeigt werden konnte, ergibt sich bei Nachrechnung der Stromzeitvolumina nach dem jeweiligen Prinzip des Gerätes eine Fehlerbreite von + 22% bis + 24%.

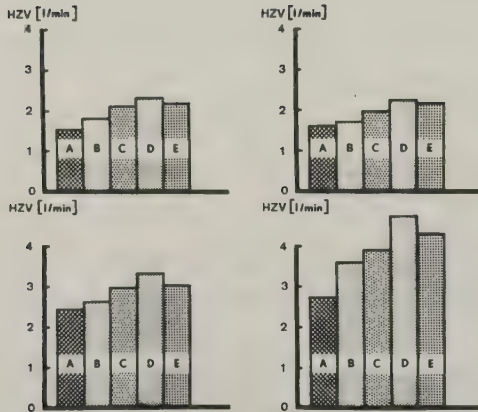


ABB. 13: Vergleiche verschiedener Auswertverfahren des TDS-A bei unterschiedlichen Ausgangswerten (vgl. Tabl. XVII)

-
- A = EMF
 - B = Direktanzeige des Gerätes (TDS-A)
 - C = errechnetes HZV der Gesamtkurve ($F_1 + F_2 + F_3$)
 - D = errechnetes HZV der extrapolierten Kurve ($F_1 + F_2$)
 - E = Fläche F_1 multipliziert mit dem Faktor 1,72
-

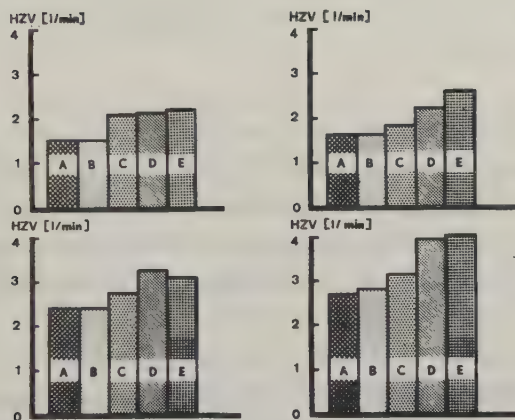


ABB. 14: Vergleiche verschiedener Auswertverfahren des TDS-B bei unterschiedlichen Ausgangswerten (vgl. Tab. XVIII)

-
- A = EMF
 - B = Direktanzeige des Gerätes (TDS-B)
 - C = errechnetes HZV der Gesamtkurve ($F_1 + F_2 + F_3$)
 - D = errechnetes HZV der extrapolierten Kurve ($F_1 + F_2$)
 - E = Fläche F_1 multipliziert mit dem Faktor 1,72
-

V. Beziehung der Flächen zueinander und Überprüfung des Faktors des TDS-A

Da sich keine Beziehung zwischen Teil- bei (40%, 25%, 10% $T_{\max}$) und Restflächen der ganzen registrierten Thermokurve ergab, wurde der von SLAMA und PIIPER (58) ermittelte Faktor von 1,72 überprüft.

Dieser Faktor stellt nach Extrapolation der Thermodilutionskurve eine konstante Beziehung zwischen $F_1 + F_2$ und der Fläche F_1 bis zum 2/3 Abfall am Verdünnungsschenkel dar. Hier ging man von der Voraussetzung aus, daß der abfallende Schenkel einer exponentiellen Funktion folgt (16, 17, 30, 61). Nach K. KOCHSIECK et al. (32) scheint dies jedoch nicht erwiesen.

Eine Überprüfung des Faktors an den registrierten Kurven ergab für das TDS-A $1,857 \pm 0,11$ und für die über das TDS-B aufgezeichneten Thermokurven einen Faktor von $1,728 \pm 0,08$, der gute Übereinstimmung mit SLAMA zeigt. Dies mag an den schnell reagierenden Thermistoren des TDS-B liegen. Möglicherweise wurden in den von SLAMA und PIIPER durchgeführten Versuchen schnellere Sonden als die zum TDS-A gelieferten Thermistoren verwendet. H. J. BRETSCHNEIDER (60) errechnete ein konstantes Verhältnis von $1,75 \pm 0,03$. Auch er stellte wie R. SCHORER (56), H. SLAMA und J. PIIPER (58) nur eine unwesentliche Abweichung des Korrekturfaktors in mehreren Auswertungen von Kälteverdünnungskurven am Hund fest. Es wurde von H. SLAMA und J. PIIPER in ihrer Arbeit über das TDS-A (58) jedoch auf eine zu erwartende Änderung des Zahlenwertes bei anderen Tieren oder beim Menschen hingewiesen.

VI. Überprüfung des 2 / 3 - Punktes des TDS - A

Da der 2/3-Punkt des TDS-A bei unseren Messungen im Durchschnitt bei 53,69% $T_{\max}$ und nicht bei 66,66% $T_{\max}$ lag, mußte ein elektrischer Fehler angenommen werden. Bei Überprüfung des Gerätes durch die Firma wurde dieser jedoch ausgeschlossen.

VII. Thermistorencharakteristik

Bei simultaner Registrierung mit gleicher Verstärkung unterscheiden sich die Flächen der Thermodilutionskurven beträchtlich, wie in Abb. 12 zu sehen ist.

Bei der Berechnung des HZV kommt den Thermistoren eine entscheidende Bedeutung zu. In Abb. 12 beispielsweise unterscheidet sich das Herzminutenvolumen bei diesen Kurven, deren Flächen bei gleicher Verstärkung um 160 mm^2 verschieden sind, um 10%. Das HZV der gestrichelten Kurve (TDS-B) beträgt 3,75 l/min, das HZV der durchgezogenen Kurve (TDS-A) 4,14 l/min. Das bedeutet, daß der Thermistor des TDS-B mehr Kurvenfläche erfaßt und somit ein niedrigeres HZV erwarten läßt als das TDS-A.

Um dies zu belegen, wurde die Ansprechzeit ($T_a = 90\% T_{\max}$) der Sonden beider Systeme im Modell bestimmt. Beim Thermistor A des TDS-A lag die Ansprechzeit bei 1,38 sec und der Sonde B des TDS-B bei 0,14 sec (siehe Abb. 11). Die Reaktion auf den Kälteunterschied zeigte bei beiden Systemen keinen wesentlichen Unterschied. Sie lag beim TDS-A bei 0,149 sec, beim TDS-B bei 0,123 sec. Somit sind für die Berechnung exakter Herzminutenvolumina Thermistoren mit schneller Ansprechzeit und Reaktion Voraussetzung.

E. Zusammenfassung

Zwei unterschiedliche indirekte automatische Kälteverdünnungsverfahren wurden der direkten elektromagnetischen Strömungsmessung gegenübergestellt. Während das TDS-A auf Integration der Thermokurve bis zum 2/3-Punkt und Multiplikation mit einem empirischen Faktor basiert, hat das TDS-B eine variable Zeitwahl, so daß unter physiologischen Bedingungen die gesamte Kurve integriert werden kann. Als Standard diente die direkte elektromagnetische Strömungsmessung mit einem intravasalen Meßgeber, der in die Aorta ascendens eingebunden wurde, so daß Artefakte vermieden und die Nulllinienkonstanz gewährleistet waren. Zur Kontrolle der Meßergebnisse wurden die registrierten Kurven beider automatischer Thermodilutionssysteme zusätzlich "von Hand" ausgewertet.

Bei 550 pulmonalen Kälteverdünnungskurven in 9 Versuchen ergab ein direkter Vergleich der Digitalanzeige des TDS-A, das auf dem Prinzip der Multiplikation der Teilfläche F_1 mit einem empirischen Faktor beruht, mit dem EMF eine Regressionsgerade $y = 0,89 + 0,75 x$ ($r = 0,73$) mit einer Abweichung bis + 50,48% vom Standard.

Verantwortlich für diese Ergebnisse waren:

1. die Integration der extrapolierten Kurve bis zum 2/3-Punkt und Multiplikation mit einem empirischen Faktor
2. die Verschiebung des geforderten 2/3-Punktes bei Nachmessung an 100 Kurven um - 12,97%, wobei ein elektrischer Fehler des Gerätes ausgeschlossen werden konnte
3. die Trägheit des Thermistors mit einer Ansprechzeit von 1,38 sec, die eine Einbuße an Fläche zur Folge und damit einen Fehler von 10% in der Berechnung des HZV hatte.

Zur Ermittlung des aktuellen Punktes (T_a), an dem die Integration abubrechen ist, um dem Standard entsprechende Werte zu erhalten, wurden in 11 Versuchen 128 pulmonale Kurven über ein zweites indirektes Thermodilutionssystem (TDS-B) mit variabler Zeitvorwahl ausgewertet.

Der willkürliche Abbruch der Integration bei 40%, 25%, 10% und 0% des Maximalausschlages (T_{max}) zeigte, daß die gesamte nicht extrapolierte Kurve in die Berechnung eingehen muß, um dem HZV entsprechende Werte zu erhalten (Abb. 6). Die Integration der Gesamtkurve ($T_a = 0\% T_{max}$) mit einer Regressionsgeraden von $y = 0,2 + 0,89 x$ ($r = 0,98$) bei einer Abweichung Direktanzeige - Standard von $\pm 13\%$ zeigte die beste Näherung an die geforderte Regression. Integration der Kurve 10 sec bzw. 30 sec über den ersten Schnittpunkt mit der Nulllinie hinaus verfälschte das Ergebnis um $- 21,05\%$ bzw. $- 34,33\%$.

Wesentlich für die gute Übereinstimmung waren:

1. die Berechnung der gesamten Verdünnungskurve bis zum Schnittpunkt mit der Nulllinie ohne Ausschluß der echten Rezirkulation durch Extrapolation,
2. die schnelle Ansprechzeit des Thermistors von 0,14 sec und damit Erfassung nahezu des ganzen Kältebolus während der Passage am Temperaturfühler.

Zur Kontrolle beider automatischer Systeme und Überprüfung unterschiedlicher Auswertverfahren wurden 11 simultan registrierte Kälteverdünnungskurven manuell ausgewertet und das HZV berechnet.

Hierbei ergab sich ein Fehler von 22% - 24%, wobei ebenfalls die Berechnung der Gesamtfläche die geringste Abweichung vom Standard ($+ 30,47\% \pm 8,83$ für das TDS-A und $+ 19,43\% \pm 8,75$ für das TDS-B) aufwies.

Aus der Diskussion ergibt sich, daß folgende Parameter bei der Auswertung der Kälteverdünnungskurven für die klinische Anwendung zu beachten sind:

1. Integration der gesamten Verdünnungskurve,
höchstens aber bis $6\% T_{\max}$
2. Automatische Auswertung
3. Verwendung schnell reagierender Thermistoren.

F. Tabellen

Tabelle I

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in 1/min bzw. in % (Versuch Nr. 3)

EMF (1/min)	TDS-A (1/min)	Abweichung (1/min)	Abweichung (%)
1,35	1,82	0,47	34,81
1,40	1,91	0,51	36,43
1,40	1,94	0,54	38,57
1,30	2,03	0,37	56,15
1,50	2,34	0,84	56,00
1,40	2,19	0,79	56,43
1,35	2,02	0,67	49,43
1,30	2,16	0,86	66,15
1,35	1,93	0,58	42,96
1,10	1,10	0,00	0,00
1,50	2,58	1,08	72,00
1,40	1,97	0,57	40,71
1,40	2,09	0,69	49,29
1,40	1,69	0,56	40,00
1,30	2,37	1,07	82,34
1,35	1,93	0,58	42,96
1,35	2,10	0,76	55,56
1,30	1,90	0,60	46,15
1,20	2,11	0,91	75,83
1,25	1,98	0,73	58,40
1,20	2,50	1,30	108,33
1,20	1,67	0,47	39,17

Tabelle I

- Seite 2 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,25	1,84	0,59	47,20
1,20	1,86	0,66	55,00
1,25	1,87	0,62	49,60
1,25	1,96	0,71	56,80
1,20	1,95	0,75	62,50
1,50	2,58	1,08	72,00
1,60	2,02	0,42	26,25
1,50	2,09	0,59	39,33
1,50	2,26	0,76	50,67
1,50	2,32	0,82	54,67
1,50	2,21	0,71	47,33
1,45	1,96	0,51	35,17
1,50	1,91	0,41	27,33
1,15	1,17	0,56	48,70
1,20	1,90	0,70	58,33
1,20	2,07	0,87	72,50
1,20	1,87	0,67	55,83
1,30	1,84	0,54	41,54
1,25	2,16	0,91	72,80
1,20	1,88	0,68	56,67
1,25	1,84	0,59	47,20
1,20	2,06	0,86	71,67
1,10	1,82	0,72	65,45
1,75	1,75	0,00	0,00
1,70	2,15	0,45	26,47
1,75	2,35	0,60	34,29

n = 48

$\bar{x}$	1,35	2,02	0,67	50,48
S^+	0,16	0,25	0,23	18,99

Tabelle II

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 4)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
0,90	1,29	0,39	43,33
1,00	1,36	0,36	36,00
0,90	1,43	0,53	58,89
0,90	1,40	0,50	55,56
0,90	1,37	0,47	52,22
1,00	1,05	0,05	5,00
1,00	1,49	0,49	49,00
1,00	1,49	0,49	49,00
1,10	1,36	0,26	23,64
1,10	1,31	0,21	19,09
1,00	1,26	0,26	26,00
1,00	1,27	0,27	27,00

n = 12

$\bar{x}$	0,98	1,34	0,36	37,06
S^+	0,07	0,12	0,15	16,86

Tabelle III

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in 1/min bzw. in % (Versuch Nr. 5)

EMF (1/min)	TDS-A (1/min)	Abweichung (1/min)	Abweichung (%)
1,70	1,79	0,09	5,29
1,90	2,32	0,42	22,11
1,80	1,81	0,01	0,56
1,80	1,96	0,16	8,89
1,90	2,15	0,25	13,16
1,80	2,10	0,30	20,00
2,10	2,11	0,01	0,48
2,20	2,36	0,16	7,27
1,80	2,75	0,95	52,78
2,30	2,00	0,30	13,04
2,20	2,25	0,05	2,27
2,10	2,77	0,67	31,90
2,30	2,27	0,03	1,30
2,10	2,71	0,61	29,05
2,20	2,34	0,14	6,36
2,00	2,79	0,70	39,50
2,20	2,67	9,47	21,36
2,10	2,13	0,03	1,43
2,10	2,54	0,44	20,95
2,10	2,16	0,06	2,86
2,10	2,31	0,21	10,00
2,10	2,12	0,02	0,95
2,10	2,10	0,00	0,00
2,10	2,38	0,28	13,33
2,20	2,44	0,24	10,91
2,10	2,77	0,67	31,90

Tabelle III

- Seite 2 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,20	2,66	0,46	20,91
2,20	2,20	0,00	0,00
2,20	2,69	0,49	22,27
2,20	2,21	0,01	0,45
2,20	2,38	0,18	8,18
2,30	2,75	0,45	19,57
2,40	2,55	0,15	6,25
2,50	2,42	0,08	3,20
2,50	2,93	0,43	17,20
2,50	2,54	0,04	1,60
2,50	2,70	0,20	8,00
2,30	2,57	0,27	11,74
2,40	2,44	0,04	1,67
2,40	2,85	2,45	18,75
2,30	2,85	0,55	23,91
2,50	2,81	0,31	12,40
2,40	2,37	0,03	1,25
2,40	2,55	0,15	6,25
2,50	2,86	0,36	14,40
2,40	2,62	0,22	9,17
2,40	2,36	0,04	1,67
2,50	2,20	0,30	12,00
2,60	2,86	0,26	10,00
2,80	2,79	0,01	0,36
2,80	2,77	0,03	1,07
2,80	2,64	0,16	5,71
2,90	2,87	0,03	1,03

n = 53

$\bar{x}$	2,25	2,46	0,21	9,96
S^+	0,27	0,30	0,26	12,66

Tabelle IV

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung
und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard
in l/min bzw in % (Versuch Nr. 6)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,65	1,72	0,07	4,24
1,75	1,85	0,10	5,71
1,80	1,92	0,12	6,67
1,85	1,98	0,13	7,03
2,05	2,15	0,10	4,88
2,00	2,27	0,27	13,50
2,10	2,40	0,30	14,29
2,00	2,03	0,03	1,50
1,95	2,21	0,26	13,33
1,90	2,20	0,30	15,79
1,90	1,90	0,00	0,00
1,95	2,01	0,06	3,08
1,10	1,48	0,38	34,55
0,90	0,98	0,08	8,89
1,10	1,39	0,29	26,36
1,30	1,63	0,33	25,38
1,40	1,91	0,51	36,43
1,75	2,05	0,30	17,14
2,00	2,27	0,27	13,50
2,05	2,56	0,51	24,88
2,10	2,25	0,15	7,14
2,05	2,29	0,24	11,71
1,95	2,49	0,54	27,69
1,85	2,08	0,23	12,43
1,65 ⁰	2,11	0,46	27,88
1,50	1,91	0,41	27,33

Tabelle IV

- Seite 2)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,10	1,40	0,30	27,27
0,90	1,39	0,49	54,44
1,60	1,83	0,23	14,38
1,60	1,88	0,28	17,50
2,00	2,28	0,28	14,00
2,30	2,49	0,19	8,26
2,05	2,27	0,22	10,73
1,85	1,99	0,14	7,57

n = 34

$\bar{x}$	1,74	1,99	0,25	16,04
S ⁺	0,37	0,36	0,15	11,76

Tabelle V

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 7)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,85	2,00	0,15	8,11
1,90	1,95	0,05	2,63
1,90	2,18	0,28	14,74
1,90	1,98	0,08	4,21
1,90	2,16	0,26	13,68
1,95	2,01	0,06	3,08
1,90	2,19	0,29	15,26
2,00	2,15	0,15	7,50
1,90	2,04	0,14	7,37
1,95	1,95	0,00	0,00
1,90	2,28	0,38	20,00
1,95	2,03	0,08	4,10
1,90	2,02	0,12	6,32
2,00	2,46	0,46	23,00
2,00	2,30	0,30	15,00
2,05	2,26	0,21	10,24
1,95	2,47	0,52	26,67
1,90	2,04	0,14	7,37
2,00	2,19	0,19	9,50
1,95	2,31	0,36	18,46
2,15	2,38	0,23	10,70
2,30	2,42	0,12	5,22
2,90	2,74	0,44	19,31
2,25	2,69	0,44	19,56
2,20	2,61	0,41	18,64
2,20	2,47	0,27	12,27

Tabelle V

- Seite 2 -

EMF (1/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,10	2,28	0,18	8,57
2,10	2,34	0,24	11,43
2,10	2,56	0,46	21,90
2,10	2,64	0,54	25,71
2,10	2,63	0,53	25,24
2,00	2,23	0,23	11,50
2,10	2,35	0,25	11,90
2,05	2,47	0,42	20,49
2,10	2,66	0,56	26,67
2,05	2,45	0,40	19,51
2,00	2,22	0,22	11,00
2,05	2,61	0,56	27,32
2,10	2,10	0,00	0,00
2,10	2,49	0,39	18,57
2,20	2,13	0,07	3,18
2,10	2,25	0,15	7,14
2,10	2,35	0,25	11,90
2,10	2,37	0,27	12,86
2,10	2,26	0,16	7,62
2,15	2,50	0,35	16,28
2,20	2,40	0,20	9,09
2,00	2,28	0,28	14,00
1,90	1,99	0,09	4,74
1,90	2,03	0,13	6,84
1,90	2,00	0,10	5,26
2,00	2,21	0,21	10,50
2,05	2,23	0,18	8,78
2,00	2,29	0,29	14,50
2,00	2,06	0,06	3,00
n = 55			
$\bar{x}$	2,03	2,28	0,25
S $\pm$	0,11	0,22	0,15
			12,34
			7,25

Tabelle VI

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 8)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,20	1,88	0,68	56,67
1,20	1,84	0,64	53,33
1,25	1,80	0,55	44,00
1,25	1,91	0,66	52,80
1,25	1,87	0,62	49,60
1,30	1,85	0,55	42,31
1,35	1,78	0,43	31,85
1,40	1,87	0,47	33,57
1,40	1,99	0,59	42,14
1,40	1,98	0,48	41,43
1,40	1,99	0,59	42,14
1,40	1,98	0,48	41,43
1,45	1,83	0,38	26,21
1,40	2,10	0,70	50,00
1,45	1,92	0,47	32,41
1,45	1,88	0,43	29,66
1,60	2,04	0,44	27,50
1,50	1,83	0,33	22,00
1,40	1,83	0,43	30,71
1,35	1,67	0,32	23,70
1,40	1,64	0,24	17,14
1,30	1,89	0,59	45,38
1,35	1,85	0,50	37,04
1,35	1,75	0,40	29,63
1,40	1,75	0,35	25,00
1,40	1,97	0,57	40,71

Tabelle VI

- Seite 2 -

EMF (1/min)	TDS-A (1/min)	Abweichung (1/min)	Abweichung (%)
1,35	1,71	0,36	26,67
1,35	1,72	0,37	27,41
1,40	1,79	0,39	27,86
1,35	1,97	0,62	45,93
1,40	1,90	0,50	35,71
1,35	1,89	0,54	40,00
1,30	1,99	0,69	53,08
1,30	1,86	0,56	43,08
1,35	1,89	0,54	40,00
1,35	1,69	0,34	25,19
1,30	1,91	0,61	46,92
1,35	1,96	0,61	45,19
1,35	1,74	0,39	28,39
1,35	2,02	0,67	49,63
1,35	1,89	0,54	40,00
1,35	1,71	0,36	26,67
1,40	1,98	0,58	41,43
1,40	1,77	0,37	26,43
1,40	1,88	0,48	34,29
1,45	1,99	0,54	37,24
1,40	2,00	0,60	42,86
1,40	2,12	0,72	51,43
1,45	2,15	0,70	48,28
1,45	1,93	0,48	33,10
1,45	1,88	0,43	29,66
1,40	1,93	0,53	37,86
1,20	1,97	0,77	64,17
1,35	1,99	0,64	47,41

Tabelle VI

- Seite 3 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,40	2,01	0,61	43,57
1,45	1,98	0,53	36,55
1,40	1,99	0,59	42,14
1,55	2,06	0,61	32,90
1,55	1,99	0,44	28,39
1,65	2,19	0,54	32,73
1,70	1,95	0,25	14,71
1,55	2,20	0,65	41,94
1,60	2,25	0,65	40,63
1,60	2,11	0,51	31,88
1,60	1,93	0,33	20,63
1,60	1,84	0,24	15,00
1,50	1,93	0,43	28,67
1,45	1,95	0,50	34,48
1,45	1,87	0,42	28,97
1,35	1,74	0,99	28,89
1,20	1,74	0,54	45,00
1,50	1,99	0,49	32,67
1,55	2,01	0,46	29,68
1,60	2,06	0,46	28,75
1,60	2,10	0,50	31,25
1,65	2,23	0,58	35,15
1,75	2,29	0,54	30,86
1,70	2,41	0,71	41,76
1,70	2,35	0,65	38,24
1,65	2,08	0,43	26,06
1,70	2,24	0,54	31,74
1,75	2,25	0,50	28,57
1,80	2,10	0,30	16,67
1,75	2,36	0,61	34,86

Tabelle VI

- Seite 4 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,75	2,17	0,42	24,00
1,75	2,34	0,59	333,71
1,75	2,31	0,56	32,00
1,80	2,30	0,50	27,78
1,85	2,35	0,50	27,03
1,80	2,24	0,29	16,11
1,85	2,50	0,65	35,14
1,85	2,37	0,52	28,11
1,80	2,63	0,33	46,11
1,80	2,29	0,49	27,32
1,80	2,33	0,53	29,44

n = 95

$\bar{x}$	1,49	2,00	0,51	35,03
S ⁺	0,18	0,20	0,13	9,86

Tabelle VII

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 9)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,50	1,80	0,30	20,00
1,60	1,76	0,16	10,00
1,55	1,88	0,33	21,29
1,55	2,28	0,73	47,10
1,55	2,29	0,74	47,74
1,55	1,85	0,30	19,35
1,55	1,86	0,31	20,00
1,55	1,78	0,23	14,84
1,55	1,94	0,39	25,16
1,55	1,70	0,15	9,68
1,55	2,64	0,09	70,32
1,45	1,65	0,20	13,79
1,45	1,73	0,28	19,31
1,45	1,60	0,15	10,34
1,45	1,69	0,24	16,55
1,50	1,75	0,25	16,67
1,50	1,73	0,23	15,33
1,45	1,71	0,26	17,93
1,50	1,57	0,07	4,67
1,50	1,68	0,18	12,00
1,45	1,79	0,24	23,45
1,45	1,86	0,41	28,28
1,45	1,68	0,23	15,86
1,50	1,70	0,20	13,33
1,45	1,79	0,34	23,45
1,45	1,89	0,44	30,34

Tabelle VII

- Seite 2 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,45	1,60	0,15	10,34
1,50	1,78	0,28	18,67
1,50	1,95	0,45	30,00
1,55	1,94	0,39	25,16
1,60	1,83	0,23	14,38
1,60	1,96	0,36	22,50
1,60	1,84	0,24	15,00
1,60	1,91	0,31	19,38
1,60	2,06	0,46	28,75
1,60	1,91	0,31	19,38
1,55	1,89	0,34	21,94
1,60	2,00	0,40	25,00
1,60	1,85	0,25	15,63
1,60	2,02	0,42	26,25
1,60	2,00	0,40	25,00
1,60	2,28	0,68	42,50
1,60	2,19	0,59	36,88
1,55	2,20	0,65	41,94
1,60	2,13	0,53	33,13
1,60	2,07	0,47	29,38
1,65	2,16	0,51	30,91
1,65	2,26	0,61	36,97
1,65	2,21	0,56	33,94
1,65	2,15	0,50	30,30
1,65	2,22	0,57	34,55
1,65	2,20	0,55	33,33
1,70	2,13	0,43	25,29
1,75	2,32	0,57	32,57
1,75	2,33	0,58	33,14
1,75	2,23	0,48	27,43

Tabelle VII

- Seite 3 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)	
1,80	2,21	0,41	22,78	
1,80	2,26	0,46	25,56	
1,80	2,07	0,27	15,00	
1,75	2,29	0,54	30,86	
1,80	2,29	0,49	27,22	
1,80	2,12	0,32	17,78	
1,85	2,17	0,32	17,30	
1,80	2,28	0,28	26,67	
1,75	2,39	0,64	36,57	
1,80	2,41	0,61	33,89	
1,75	2,22	0,47	26,86	
1,75	2,07	0,32	18,29	
1,75	2,13	0,38	21,71	
1,75	2,18	0,43	24,57	
1,75	2,49	0,74	42,29	
1,80	2,23	0,43	23,89	
1,75	2,13	0,38	21,71	
1,80	2,10	0,30	16,67	
1,80	2,13	0,33	18,33	
1,80	2,36	0,56	31,11	
1,80	2,38	0,58	32,22	
1,85	2,13	0,28	15,14	
1,80	2,04	0,24	13,33	
1,80	2,24	0,44	24,44	
1,85	2,06	0,21	11,35	
1,80	2,32	0,52	28,89	
1,85	2,36	0,51	27,57	
n = 83				
$\bar{x}$	1,64	2,04	0,40	24,66
s^+	0,13	0,24	0,17	10,34

Tabelle VIII

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Standard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 10)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,00	3,04	1,04	52,00
2,05	2,83	0,78	38,05
2,10	2,81	0,71	33,81
2,15	3,10	0,95	44,19
2,15	2,97	0,82	38,14
2,20	3,03	0,83	37,73
2,20	2,98	0,78	35,45
2,20	3,02	0,92	37,27
2,15	3,20	1,05	48,84
2,20	3,06	0,86	39,09
2,15	3,12	0,97	45,12
2,15	3,08	0,93	43,26
2,20	3,10	0,90	40,91
2,20	3,10	0,90	40,91
2,25	3,48	1,23	54,67
2,25	3,63	1,58	61,33
2,20	3,26	1,06	48,16
2,20	2,99	0,79	35,91
2,20	3,24	1,04	47,27
2,20	3,47	1,27	57,73
2,10	3,15	1,05	50,00
2,15	2,90	0,75	34,88
2,15	2,89	0,74	34,42
2,15	2,96	0,81	37,67

Tabelle VIII

- Seite 2 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,15	3,04	0,89	41,40
2,15	3,20	1,05	48,84
2,10	2,94	0,84	40,00
2,15	2,85	0,70	32,56
2,10	2,99	0,89	42,38
2,10	2,65	0,55	26,19
2,10	2,89	0,79	37,62
1,95	2,68	0,73	37,44
1,95	2,94	0,99	50,77
1,95	2,54	0,59	30,26
1,95	2,73	0,78	40,00
1,95	2,83	0,88	45,13
1,95	3,13	1,18	60,51
2,00	2,98	0,98	49,00
1,95	2,85	0,90	46,15
1,95	2,64	0,69	35,38
1,95	2,81	0,86	44,10
1,95	2,87	0,93	47,18
1,95	3,05	1,10	56,41
1,95	2,93	0,98	50,26
1,95	2,80	0,85	43,59
1,90	2,34	0,44	23,16
1,85	2,67	0,82	44,32
1,85	2,45	0,60	32,43
1,85	2,46	0,61	32,97
1,85	2,52	0,67	36,22
1,85	2,69	0,84	45,41
1,85	2,76	0,91	49,19
1,85	2,42	0,57	30,81

Tabelle VIII

- Seite 3 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
1,85	2,40	0,55	29,73
1,75	2,28	0,53	30,29
1,75	2,13	0,38	21,71
1,75	2,28	0,53	30,29
1,75	2,24	0,49	28,00

n = 58

$\bar{x}$	2,03	2,87	0,84	40,97
S ⁺	0,15	0,32	0,22	8,96

Tabelle IX

Vergleich zwischen elektromagnetischer Strömungsmessung
und der Direktanzeige des TDS-A mit Abweichung vom Stan-
dard in l/min bzw. in % (Versuch Nr. 11)

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,65	2,80	0,15	5,66
2,75	2,54	-0,21	- 7,64
2,60	2,43	- 0,17	- 6,54
2,65	2,65	0,00	0,00
2,55	2,33	- 0,22	- 8,63
2,60	2,47	- 0,13	- 5,00
2,65	2,31	- 0,34	- 12,83
2,35	2,55	0,20	8,51
2,25	2,43	0,18	8,00
2,30	2,67	0,37	6,09
2,35	2,52	0,17	7,23
2,35	2,52	0,17	7,23
2,40	2,49	0,09	3,75
2,45	2,60	0,15	6,12
2,50	2,55	0,05	2,00
2,45	2,76	0,31	6,12
2,40	2,60	0,20	8,33
2,45	2,53	0,08	3,27
2,45	2,52	0,07	2,86
2,50	2,65	0,15	6,00
2,50	2,71	0,21	8,40
2,50	2,55	0,05	2,00
2,55	2,88	0,33	12,94
2,60	2,65	0,05	1,92

Tabelle IX

- Seite 2 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,55	2,68	0,13	5,10
2,55	2,79	0,24	9,41
2,50	2,58	0,08	3,20
2,50	2,82	0,32	12,80
2,50	2,97	0,47	18,80
2,50	2,62	0,12	4,80
2,55	2,81	0,26	10,20
2,40	3,50	1,10	45,83
2,40	2,35	- 0,05	- 2,08
2,40	2,69	0,29	12,08
2,40	3,00	0,60	25,00
2,55	2,85	0,30	11,76
2,35	2,43	0,08	3,40
2,15	2,38	0,23	10,70
2,10	2,32	0,22	10,48
2,15	2,50	0,35	16,28
2,15	2,46	0,31	14,42
2,20	2,71	0,51	23,18
2,30	2,69	0,39	16,96
2,25	2,68	0,43	19,11
2,20	2,89	0,69	31,36
2,30	2,92	0,62	26,96
2,35	2,87	0,52	22,13
2,25	2,60	0,35	15,56
2,30	2,69	0,39	16,96
2,35	2,66	0,31	13,19
2,45	2,80	0,35	14,29
2,30	2,84	0,54	23,48
2,30	2,56	0,26	11,30

Tabelle IX

- Seite 3 -

EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
2,40	2,58	0,18	7,50
2,35	2,47	0,12	5,11
2,40	2,53	0,13	5,42
2,40	2,76	0,36	15,00
2,40	2,42	0,02	0,83
2,35	2,59	0,24	10,21
2,35	2,68	0,33	14,04
2,35	3,09	0,74	31,49
2,35	2,57	0,22	9,36

n = 62

$\bar{x}$	2,41	2,65	0,24	10,20
S^+	0,14	0,21	0,20	8,58

Tabelle X

Vergleich zwischen den gemittelten Werten der elektromagnetischen Strömungsmessung und der Direktanzeige des TDS-A
(Zusammenfassung der Tab. I bis IX)

Tab.	Anzahl d. Kurven	EMF (l/min)	TDS-A (l/min)	Abweichung (l/min)	Abweichung (%)
I	49	1,35	2,02	0,67	50,48
		0,16	0,25	0,23	18,99
II	12	0,98	1,34	0,36	37,06
		0,07	0,12	0,15	16,86
III	53	2,25	2,46	0,21	9,96
		0,27	0,30	0,26	12,66
IV	34	1,74	1,99	0,25	16,04
		0,37	0,36	0,15	11,76
V	55	2,03	2,28	0,25	12,34
		0,11	0,22	0,15	7,25
VI	95	1,49	2,00	0,51	35,03
		0,18	0,20	0,13	9,86
VII	83	1,64	2,04	0,40	24,66
		0,13	0,24	0,17	10,34
VIII	58	2,03	2,87	0,84	40,97
		0,15	0,32	0,22	8,96
IX	62	2,41	2,65	0,24	10,20
		0,14	0,21	0,20	8,58

Tabelle XI

Vergleich zwischen EMF und Integrationsende des TDS-B
bei 40% $T_{\max}$

EMF (1/min)	TDS-B (1/min)
1,25	2,10
2,05	3,70
2,10	3,45
2,15	3,80
2,15	3,50
2,20	3,70
2,20	3,90
1,20	2,20
1,20	2,00

$$n = 9$$

$$y = 0,11 + 1,66 x$$

$$r = 0,98$$

Tabelle XII

Vergleich zwischen EMF und Integrationsende des TDS-B
bei 25% $T_{\max}$

EMF (l/min)	TDS-B (l/min)
1,35	1,50
1,40	1,90
1,40	1,85
1,40	1,90
1,40	1,90
1,75	2,30
1,65	2,20
1,65	2,30
2,00	3,80
2,25	2,80
2,35	2,95

$$n = 11$$

$$y = 0,08 + 1,31 x$$

$$r = 0,81$$

Tabelle XIII

Vergleich zwischen EMF und Integrationsende des TDS-B bei
10% $T_{\max}$

EMF (l/min)	TDS-B (l/min)
1,30	1,50
1,30	1,30
1,10	1,20
1,00	1,20
1,00	1,20
1,80	1,95
2,10	2,20
2,10	2,40
2,10	2,40
2,10	2,40
1,70	1,70
1,75	2,25
1,75	2,20
1,65	2,20
1,75	1,80
2,15	2,50
2,25	2,10
2,20	2,10
1,95	2,20
1,95	2,30
2,20	2,15

$$n = 21$$

$$y = 0,17 + x$$

$$r = 0,91$$

Tabelle XIV

Vergleich zwischen EMF und Integration des TDS-B der
gesamten Thermokurve

EMF (l/min)	TDS- B (l/min)
1,00	1,00
1,00	1,20
1,80	1,60
1,80	1,80
1,90	1,95
1,80	1,80
2,10	1,95
2,20	2,00
1,80	2,40
2,30	2,00
2,20	2,00
2,10	2,00
2,10	2,00
2,20	1,95
2,00	2,00
2,20	2,00
2,40	2,70
2,50	2,50
2,40	2,40
2,50	2,80
2,80	2,70
2,05	1,90
2,10	1,95
2,05	1,90
1,85	1,80
2,00	1,85
1,90	1,90

Tabelle XIV - Seite 2 -

Vergleich zwischen EMF und Integration des TDS-B der
gesamten Thermokurve

EMF (l/min)	TDS-B (l/min)
2,30	2,00
1,90	1,90
1,45	1,40
1,45	1,60
1,55	1,50
1,65	1,70
1,70	1,50
1,75	1,80
1,65	1,70
1,80	1,70
1,80	1,85
1,50	1,65
1,50	1,65
1,45	1,70
1,60	1,50
1,60	1,60
1,60	1,80
1,60	1,40
1,60	1,40
1,60	1,45
1,60	1,50
1,60	1,50
1,55	1,40
1,65	1,40
1,65	1,50

Vergleich zwischen EMF und Integration des TDS-B der
gesamten Thermokurve

EMF (1/min)	TDS- B (1/min)
1,75	2,00
1,80	2,05
1,85	2,00
1,75	1,40
1,75	1,70
1,75	1,75
2,20	2,15
2,20	1,95
2,15	1,80
2,15	1,90
2,15	1,80
2,15	2,20
2,15	2,25
2,10	2,20
2,15	2,05
2,25	2,20
2,20	2,50
2,30	2,20
2,25	2,00
2,30	2,60
2,35	2,50
2,45	2,10
2,35	2,30
2,40	2,65

Tabelle XIV

- Seite 4 -

Vergleich zwischen EMF und Integration des TDS-B der
gesamten Thermokurve

EMF (l/min)	TDS-B (l/min)
1,50	1,40
1,50	1,50
1,50	1,50
2,70	2,80
1,60	1,60
2,50	2,80
2,80	2,70
2,85	2,70
1,80	2,40
1,15	1,20

$$n = 87$$

$$y = 0,2 + 0,89 x$$

$$r = 0,98$$

Tabelle XV

Gruppierte Zusammenstellung willkürlich abgebrochener

Integration bei bestimmten % $T_{\max}$

Anzahl der Kurven	EMF (1/min)	I (1/min)	II (1/min)	III (1/min)	IV (1/min)
19 $\bar{x}$	1,10	1,73	1,18	1,16	1,05
S^+	0,05	0,47	0,18	0,17	0,10
35	1,40	1,77	1,43	1,39	1,52
	0,05	0,22	0,12	0,13	0,15
65	1,70	2,28	2,11	1,48	1,60
	0,05	0,13	0,23	0,73	0,21
51	2,20	3,12	2,10	2,26	2,13
	0,05	0,67	0,23	0,30	0,24
48	2,40	2,83	2,45	2,02	2,33
	0,05	0,22	0,19	0,27	0,14

$$I : T_a = 30 - 11\% T_{\max}$$

$$II : T_a = 10 - 7\% T_{\max}$$

$$III : T_a = 6 - 3\% T_{\max}$$

$$IV : T_a = 2 - 0\% T_{\max}$$

Tabelle XVI

Nulllinienintegration

	EMF (l/min)	A (l/min)	B (l/min)	C (l/min)
$\bar{x}$	1,10	1,05	0,83	0,69
S^+	0,05	0,10	0,11	0,13
	1,40	1,52	1,20	1,00
	0,05	0,15	0,16	0,18
	1,70	1,60	1,26	1,06
	0,05	0,21	0,17	0,19
	1,95	1,95	1,54	1,28
	0,05	0,10	0,21	0,23
	2,20	2,13	1,68	1,40
	0,05	0,24	0,23	0,25
	2,40	2,33	1,84	1,53
	0,05	0,14	0,25	0,28

EMF = Elektromagnetischer Strömungsmesser

A = Schnittpunkt des abfallenden Schenkels mit der
Nullinie ($T_a = 0\% T_{max}$) (n = 87)

B = Schnittpunkt plus 10 sec Integrationszeit (n = 35)

C = Schnittpunkt plus 30 sec Integrationszeit (n = 30)

Tabelle XVII

Berechnung verschiedener Flächen der vom TDS-A registrierten
Verdünnungskurven

A	B	C	D	E
(l/min)	(l/min)	(l/min)	(l/min)	(l/min)
1,50	1,79	2,073	2,313	2,158
1,50	1,81	2,113	2,323	2,146
1,50	1,81	1,982	2,338	2,144
2,80	3,57	3,883	4,709	4,287
1,60	1,72	1,961	2,268	2,115
2,50	2,58	3,001	3,707	3,413
2,50	2,61	3,023	3,577	3,378
2,40	2,61	2,953	3,303	3,020
2,40	2,60	3,053	3,792	3,462
1,80	2,37	2,550	3,115	3,012

- A = EMF
 B = Direktanzeige des TDS-A
 C = errechnetes HZV der ganzen Kurvenfläche
 D = errechnetes HZV der extrapolierten Kurvenfläche
 E = errechnetes HZV aus dem Produkt der Teilfläche
 F_1 und dem empirischen Faktor von 1,72

Tabelle XVIII

Berechnung verschiedener Flächen der vom TDS-B registrierten
Verdünnungskurven

A (l/min)	B (l/min)	C (l/min)	D (l/min)	E (l/min)
1,50	1,40	1,804	2,087	1,966
1,50	1,50	2,080	2,112	2,176
1,50	1,50	1,901	2,166	2,164
2,70	2,80	3,139	3,939	4,007
1,60	1,60	1,826	2,212	2,581
2,50	2,40	2,730	3,546	3,501
2,50	2,40	2,874	3,593	3,501
2,40	2,40	2,747	3,264	3,073
1,95	1,80	2,343	2,956	3,127

- A = EMF
 B = Direktanzeige des TDS-B
 C = errechnetes HZV der ganzen Kurvenfläche
 D = errechnetes HZV der extrapolierten Kurvenfläche
 E = errechnetes HZV aus dem Produkt der Teilfläche F_1
 und dem empirischen Faktor von 1,72

Tabelle XIX

Nachmessung in % $T_{\max}$ des 2/3-Punktes des TDS - A bei
100 aufgezeichneten Kurven

48,99	51,16	38,71	50,00
48,54	53,44	58,18	45,45
50,00	54,35	59,64	48,70
50,00	51,39	56,15	58,02
49,80	48,08	55,17	59,19
45,45	52,22	56,34	56,25
46,34	48,64	58,41	60,24
47,69	49,89	57,34	58,56
46,07	43,77	57,82	59,91
46,15	44,44	59,49	60,59
49,12	54,05	56,00	62,69
46,06	45,45	60,40	57,45
46,92	51,50	56,96	57,78
56,83	51,95	59,09	55,77
58,12	49,54	59,55	56,82
52,97	51,28	58,22	56,43
52,84	51,41	59,25	57,89
54,12	47,93	58,49	52,67
51,72	48,26	60,98	43,03
54,35	51,90	62,18	55,66
56,34	51,21	53,50	54,40
59,81	51,14	52,91	53,01
61,11	57,53	73,62	52,34
60,00	58,54	62,11	52,88
51,64	38,82	61,05	42,69

$n = 100$ $\bar{x} = 53,69$

$S^+ = 5,79$

G. Literaturverzeichnis

1. BAKER, L. E.; JUDY, W. V.; GEDDES, L. E.; LANGLEY, F. M.; HILL, D. W.

The measurement of cardiac output by means of electrical impedance

Cardiovasc. Res. Center Bull. 9, 135 (1971)

2. BASSINGTHWAIGTHE, J.; EDWARDS, A.

Dyedilution curves from the pulmonary artery and aortic sampling sites compared with the same curves sampled at the femoral artery

Fred. Proc. 19, 118 (1960)

3. BLUMGART, H. L.; YENS, O. C.

Studies on the velocity of blood flow. The method utilized
J. clin. Invest. 4, 1 (1972)

4. BRANTHWAITE, M. A.; BRADLEY, R. D.

Measurement of cardiac output by thermal dilution in man
J. Appl. Physiol. 24, 434 (1968)

5. BRECHER, G. A.

Critical review of bristle flowmeter techniques
IRE Trans. Med. Electron. ME 6, 294 (1959)

6. BUSSMANN, W. D.; KRAYENBÜHL, H. P.;
RUTISHAUSER, W.

Simultaneous determination of stroke volume and the left
ventricular residual fraction with the fibreoptic - and
thermodilution method

Cardiovasc. Res. 5, 136 (1971)

7. CAMBELL, B. S.; FROHMANN, B. A.; REEVE, E. B.

A simple rapid and accurate method of extracing T - 1824
from plasma, adapted to the routine measurement of blood
volume

J. Lab. clin. med. 52, 768 (1958)

8. DOW, P.

Estimations of cardiac output and central blood volume
by dyedilution

Physiol. Rev. 36, 77 (1956)

9. DENSON, A. B.; SPENCER, M. P.; GREEN, H. D.

A square wave electromagnetic flowmeter for application
to intact blood vessels

Circulat. Res. 3, 39 (1955)

10. ELLIS, R. J.; GOLD, J.; REES, J. R.; LILLEHEI, C. W.

Computerized monitoring of cardiac output by thermal
dilution

JAMA 220, 507 (1972)

11. EVONUK, E. ; IMIG, C. J. ; GREENWALD, W. ;
ECKSTEIN, J. W.

Cardiac output measured by thermal dilution of room
temperature injectate

J. Appl. Physiol. 16, 271 (1961)
12. FEGLER, G.

Measurement of cardiac output in anaesthized animals
by a thermodilution method

Quart. J. exp. Physiol. 39, 153 (1954)
13. FICK, A.

Über die Messung des Blutquantums in den Herzventrikeln

S. Ber. physik. med. Ges. Würzburg 1870
XIV. Sitzung, S. 16
14. FOX, I. J. ; WOOD, E. H.

Applications of dilution curves recorded from the right
side of the heart on venous circulation with the aid of a
new indicator dye

Proc. Mayo. Clin. 32, 541 (1957)
15. FRANKLIN, D. L. ; BAKER, D. W. ; ELLIS, R. M. ;
RUSHMER, R. F.

A pulsed ultrasonic flowmeter

IRE Trans. Med. Electron. ME 6, 204 (1959)

16. FROMMER, P. ; PFAFF, W. W. ; BRAUNWALD, E.
The use of ascorbate dilution curves in
cardiovascular diagnosis
Circulation 24, 1227 (1961)
17. FRONEK, A. ; GANZ, V.
Measurement of flow in single blood vessels including
cardiac output by local thermodilution
Circulat. Res. 3, 175 (1969)
18. GANONG, W. F.
Medizinische Physiologie
Springer Verlag Berlin - Heidelberg - New York 1971
19. GANZ, W. ; DONSO, D. ; MARCUS, H. S. ; FORRESTER,
J. S. ; SWAN, H. J. C.
A new technique for measurement of cardiac output
by thermaldilution in man
Amer. J. Cardiol. 27, 291 (1971)
20. GLANERT, S.
Experimentelle Untersuchungen zum Problem des Indikator-
verlustes während der Injektion beim Kälteverdünnungsver-
fahren
Dissertation, München 1974

21. GOODYER, A.; HUVOS, A.; ECKHARDT, W. F.;
OSTERBERG, R.

Thermal dilution curves in the intact animal

Circ. Res. 7, 432 (1959)
22. HAGL, S.

Die Eichung elektromagnetischer Strömungsmesser

Dissertation, München 1970
23. HAGL, S.; STECKMEIER, B.; MEISNER, H.;
MESSMER, K.; SEBENING, F.

Critical evaluation of the thermodilution method

Eurp. Surg. Res. 3, 200 (1971)
24. HAMILTON, W. F.; MOORE, J. W.; KINSMAN, J. H.;
SPURLING, R. G.

Simultaneous determination of the greater and lesser
circulation times of the mean velocity of blood flow
through the heart and lungs, of the cardiac output and
a appoximation of the amount of blood actively circu-
lating in the heart and lungs

Amer. J. Physiol. 85, 377 (1928)
25. HAMILTON, W. F.; REMINGTON, J. W.

The measurement of the stroke volume from the pressure
pulse

Amer. J. Physiol. 148, 14 (1947)

26. HEGGLIN, R.; RUTISHAUSER, W.
Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode
Georg Thieme - Verlag, Stuttgart 1962
27. HOSIE K. F.
Thermal dilution techniques
Circ. Res. 10, 491 (1962)
28. HUNDESHAGEN, H.
Die Bestimmung verschiedener Kreislaufgrößen mit
Hilfe radioaktiver Indikatoren
In: Anwendung densitometrischer, thermischer und
radiologischer Methoden in der Klinik
Hrsg. K. Kramer, H. W. Kirchhoff
Georg Thieme - Verlag, Stuttgart (1969)
29. KAHIL, H. H.; RICHARDSON, T. R.; GUYTON, A. C.
Measurement of cardiac output by thermal dilution and
direct Fick methods in dogs
J. Appl Physiol. 21, 1131 (1960)
30. KLUSSMANN, F.; KÖNIG, W.; LÜTCKE, A.
Über die Thermodilutions-Methode zur Bestimmung des
Herzminutenvolumens am narkotisierten Hund
Pflügers Arch. ges. Physiol. 269, 392 (1959)

31. KOCHSIEK, K.; HEIMBURG, P.; KADELBACH, P.;
SCHUMACHER, J.

Vergleichende Untersuchungen zwischen dem Kälte-
und dem Farbstoffverdünnungsverfahren

Arch. Kreislaufforsch. 53, 1090 (1964)
57, 1230 (1961)

32. KOCHSIEK, K.; HEIMBURG, P.; HARMJANZ, D.

Der Einfluß des sogenannten zentralen Blutvolumens
auf den Ablauf von Indikatorverdünnungskurven

Z. Kreislaufforsch. 54, 702 (1965)

33. KOUCHOUKOS, N. T.; SHEPPARD, L. C.;
MC DONALD, D. A.

Estimation of stroke volume in the dog by a pulse
contour method

Circ. Res. 16, 611 (1970)

34. KRAMER, K.; ZIEGENRÜCKER, G.

Die Bestimmung des Herzzeitvolumens unabhängig von
der Sauerstoffsättigung des Blutes an uneröffneten
Arterien mit Hilfe eines neuen, im nahen Infrarot ab-
sorbierenden Farbstoffes

Klin. Wschr. 35, 468 (1957)

35. KRAMER, K.; KIRCHHOFF, H. W.

Anwendung densitometrischer, thermischer und radio-
logischer Methoden in der Klinik

Georg Thieme - Verlag, Stuttgart (1969)

36. KRAYENBÜHL, H. P.; LÜTHY, E.

Die Thermodilutionsmethode

Medica Mundi 12, 65 (1967)

37. LIGHT, L. H.

Initial evaluation of transcutaneous aortovelography -
a new non-invasive technique for hemodynamic
measurements in the major thoracic vessels

aus: R. S. RENEMAN

Cardiovascular applications of ultrasound

North-Holland Publishing Company - Amsterdam - London

American Elsevier Publishing Company, Inc. - New York

(1974)

38. LOCHNER, W.

Untersuchungen über die unvollständige Mischung des
Blutes im rechten Herzen mit Hilfe von Temperatur-
messungen

Pflügers Arch. ges. Physiol. 256, 296 (1953)

39. LÜTHY, E.

Die Hämodynamik des suffizienten und insuffizienten
rechten Herzens

Bibliotheca Cardiologica, Fasc. 11

S. Karger, Basel, New York (1962)

40. LÜTHY, E.; RUTISHAUSER, W.

Die Thermodilutions-Methode

Cardiologica 38, 183 (1961) Ärztl. Forsch. 10, 448 (1961)

41. MEIER, P. ; ZIERLER, K. L.

On the theory of the indicator dilution method for
measurement of blood flow and volume

J. Appl. Physiol. 6, 731 (1954)

42. MEISNER, H. ; GLANERT, S. ; STECKMEIER, B. ;
HAGL, S. ; HEIMISCH, W. ; SEBENING, F. ; MESSMER, K.

Indicator loss during injection in the thermodilution system

Res. exp. Med. 159, 183 (1973)

43. MEISNER, H. ; HAGL, S. ; KLINNER, W. ; MESSMER, K. ;
SEBENING, F. ; STRUCK, E.

Die klinische Bedeutung der elektromagnetischen Strömungs-
messung

Ztschr. ges. exp. med. 146, 309 (1968)

44. MEISNER, H. ; HAGL, S. ; STECKMEIER, B. ;
GLANERT, S. ; GAMS, E. ; MESSMER, K.

Fehlerquellen der Kälteverdünnungsmethode

Arch. Chir. Supp. Forum 285 (1972)

45. MEISNER, H. ; MESSMER, K.

Die elektromagnetische Registrierung von Strom-
zeitvolumina

Deut. med. Wschr. 32, 1621 (1969)

46. MEISNER, H. ; MESSMER, K.

Significance and limitations of electromagnetic blood flowmetry

Prog. Strg. 8, 124 (1969)

47. MEISNER, H. ; MESSMER, K. ; HAGL, S.

Problem concerning calibration and application of
sine-wave and square-wave gated electromagnetic
flowmeters in acute and chronic dog experiments

In: New Findings in Blood Flowmetry, Chr. Cappelen
Universitesforloget, Oslo, 1968
48. MEISNER et al.

Evaluation of the thermodilution method for measure-
ment of cardiac output after open-heart surgery

The Annals of Thoracic Surgery 18, 504 (1974)
49. MELETTE, H. ; BOOTH, R. ; RYAN, J. ; RIESER, G.

The use of bromsulphalein as an indicator for the
determination technique

J. Lab. clin. med. 51, 441 (1958)
50. MESSMER, K. ; MEISNER, H. ; HAGL, S.

Untersuchungen zur Ultraschalldurchflußmessung unter
Ausnutzung des Doppler Effektes

Chemie Ingenieur Technik 19, 952 (1968)
51. REMINGTON, J. W. ; HAMILTON, W. F. ; WHEELER,
N. C. ; HAMILTON, W. F. JR

Validity of pulse contour method for calculating cardiac
output of the dog, with notes on effect of various anesthetics

Amer. J. Physiol. 159, 379 (1949)

52. ROCHESTER, D. F.; DURAND, J.; PARKER, J. O.;
FRITTS, H. W.; HARVEY, R. H.
Estimation of right ventricular output in man using
radioactive krypton
J. clin. Invest. 40, 643 (1961)
53. SANMARCO, M. E.; PHILLIPS, C. H.; MARQUEZ, L. A.;
HALL, C.; DAVILA, J. C.
Measurement of cardiac output by thermal dilution
Amer. J. Cardiol. 28, 54 (1971)
54. SARNOFF, S. J.; BERGLUND, E.
The Potter Electroturbinometer: An instrument for
recording total systemic blood flow in the dog
IRE Trans. Med. Electron. ME 6, 270 (1959)
55. SCHNEIDER, K. W.; MENAUER, N.
Vereinfachungen verschiedener Arten der Integration von
Indikatorverdünnungskurven
Arch. f. Kreislaufforschg. 67, 1 (1972)
56. SCHORER, R.
Zur Technik der Thermo-Injektionsmethode mit Direkt-
anzeige zur Bestimmung des Herzzeitvolumens.
Ztschr. Prakt. Anaesthesie und Wiederbeleb. 2, 28 (1967)

57. SINGH, R.; RANIERI, A. J.; VEST, H. R.;
BOWERS, D. L.; DAMMANN, J. F.
Simultaneous determinations of cardiac output by
thermal dilution, fiberoptic and dye-dilution methods
Amer. J. Cardiol. 25, 579 (1970)
58. SLAMA, H.; PIIPER, J.
Direktanzeigendes Rechnungsgerät zur Bestimmung des
Herzzeitvolumens mit der Thermo-Injektions-Methode
Ztschr. Kreislaufforschg. , 53, 322 (1963)
59. SPENCER, M. P.; DENSION, A. B.
The apuare-wave electromagnetic flowmeter:
Theory of operation and design of magnetic probes for
clinical and experimental application
IRE Trans. Med. Electron. ME 6, 220 (1959)
60. SPIECKERMANN, P. G.; BRETSCHNEIDER, H. J.
Vereinfachte quantitative Auswertung von Indikator-
verdünnungskurven
Arch. f. Kreislaufforschg. 55, 211 (1957)
61. SPILLER, P.; BOSTRÖM, B.; KREUZER, H.;
LOOGEN, F.
Untersuchungen über die Verwendbarkeit eines direkt-
anzeigenden Analogrechners zur Bestimmung des Herz-
zeitvolumens beim Menschen
Ztschr. Kreislaufforschg. 55, 665 (1966)

62. STECKMEIER, B.
Experimentelle Untersuchungen zur Stromvolumen-
messung im Modell und am Tier mit der Kältever-
dünnungsmethode
Dissertation, München 1973
63. STEWARD, G. N.
The output of the heart
Amer. J. Physiol. 22, 159 (1897)
64. VALVO Handbuch 1973
65. WASER, P.; HUNZINGER, W.
Bestimmung von Kreislaufgrößen mit radioaktiven
Substanzen (Radiocirulographie)
Schweiz. med. Wschr. 81, 216 (1951)
66. WESSEL, H. U.; PAUL, M. H.; JAMES, G. W.;
GRAHN, A. R.
Limitations of thermal dilution curves for cardiac
output determinations
J. Appl. Physiol. 30, 643 (1971)
67. WHITE, H. L.
Measurement of cardiac output by a continuously
recording conductivity method
Amer. J. Physiol. 151, 45 (1947)

68. WIGGERS, H. C.

Cardiac output and total peripheral resistance
measurements in experimental dogs

Amer. J. Physiol. 140, 519 (1943)

Lebenslauf

Am 15. Januar 1950 wurde ich als Sohn des praktischen Arztes Dr. med. Gustav Walther und Frau Marietta, geb. Schiel, in Kempten geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Volksschule in Alexanderhütte und trat anschließend in das Internat Schondorf/Ammersee ein, wo ich im Juni 1969 die Reifeprüfung ablegte.

Noch im gleichen Jahr begann ich das Studium der Medizin an der Universität München, das ich am 30. Juli 1975 mit dem medizinischen Staatsexamen abschloß.

Am 29. November 1974 heiratete ich Ulrike Brauns.

Seit 1. Oktober 1975 arbeite ich als Medizinalassistent an der II. Medizinischen Klinik der Universität München.

Die Arbeit begann ich an der Herzchirurgischen Klinik der Universität München unter Leitung von Prof. Dr. med. W. Klinkner und konnte sie im Deutschen Herzzentrum an der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie unter Prof. Dr. med. F. Sebening vollenden. Es ist mir eine angenehme Pflicht, beiden Herren zu danken, daß sie mir die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. H. Meisner für die Überlassung des Themas und die jederzeit freundlich gewährte Unterstützung.

Nicht zuletzt möchte ich mich auch bei Herrn Dr. med. S. Hagl für die Einführung in die experimentelle Arbeitsweise und die Hilfe bei der operativen Durchführung der Versuche bedanken.

